



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

Campus de Ilha Solteira

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**“Construção de um Dispositivo de Simulação do Escoamento
Pulsátil em Artérias”**

Danilo Agostini Machado

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Carlos Gonçalves

Co-orientador: Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia - UNESP – Campus de Ilha
Solteira, para obtenção do título de Mestre
em Engenharia Mecânica.

Área de Conhecimento: Mecânica dos
Sólidos

Ilha Solteira – SP

Fevereiro/2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

M149c Machado, Danilo Agostini.
Construção de um dispositivo de simulação do escoamento pulsátil em artérias
/ Danilo Agostini Machado. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2010
84 f. : il.

Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de Conhecimento:
Mecânica dos Sólidos, 2010

Orientador: Aparecido Carlos Gonsçaves
Co-orientador: Amarildo Tabone Paschoalini

1. Análise experimental. 2. Biomecânica. 3. Clipagem. 4. Fluxo pulsátil.
5. Sistema circulatório.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Construção de um dispositivo de simulação de escoamento pulsátil em artérias

AUTOR: DANILO AGOSTINI MACHADO

ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO CARLOS GONCALVES

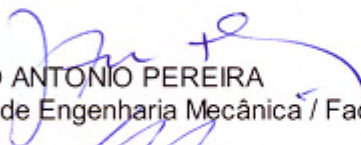
CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em ENGENHARIA MECÂNICA, Área: MECÂNICA DOS SÓLIDOS, pela Comissão Examinadora:



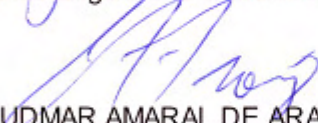
Prof. Dr. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. JOAO ANTONIO PEREIRA

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO

Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Federal de Uberlândia

Data da realização: 26 de fevereiro de 2010.

DEDICATÓRIA

Este trabalho é dedicado em especial aos meus pais, Cyro e Marlene , pois sempre dedicaram suas vidas a mim e foram um grande esteio para realização desta importante etapa de minha carreira profissional.

Também dedico-o com grande orgulho a minha namorada Gabi, uma pessoa que me ensina a viver a vida de uma maneira diferente e que sempre soube me entender nos momentos difíceis... Gabi, você sempre foi a minha grande inspiração de todas as minhas grandes conquistas...

Não poderia deixar de lado meu grande irmão Vinicius que, além de irmão é um grande amigo e sempre esteve em prontidão para me ajudar em que fosse preciso. Você, Vi, sempre foi mais que um irmão, um grande amigo...

Por fim, dedico este trabalho aos meus avós, que, cada um com suas personalidades diferentes, sempre me ajudaram.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por permitir que mais esta etapa da minha vida seja vencida.

Também não tenho palavras para agradecer a todos os meus familiares e amigos que direta ou indiretamente contribuíram e contribuem para a o meu sucesso profissional e pessoal.

Agradeço aos meus pais, Cyro e Marlene, e ao meu irmão Vinicius por tudo o que fizeram por mim.

Não posso deixar de agradecer a minha Gabi pelas aulas de Inglês...

Não poderia deixar de lado todos os professores que fizeram e fazem parte da minha vida acadêmica, desde os primeiros passos na pré-escola até os do mestrado.

Não tenho palavras para agradecer aos meus orientadores do mestrado, o Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini e o Prof. Dr. Márcio Antonio Bazani, que, mais do que orientar, tiveram a paciência de ensinar. Agradeço aos meus orientadores pela confiança que depositaram em mim em todo o tempo que trabalhamos juntos e, em especial, ao professor Amarildo por ter dado a oportunidade de entrar em seu grupo de pesquisa.

Agradeço ao Sr. Dalmo pela prestatividade e competência ao confeccionar os tubos de látex com uma qualidade inesperada.

Agradeço também a professora Sueca Nozima pela grande ajuda na redação final deste trabalho.

Agradeço a todos os meus amigos e companheiros que sempre estiveram comigo. Amigos como aqueles da época dos “Terrivers” e muitos outros que me apoiaram, incentivaram e acreditaram em mim. São tantos nomes que prefiro não os citar, pois seria uma injustiça esquecer-se de algum.

Agradeço, de uma maneira muito especial, ao meu grande amigo e companheiro Emerson, que sempre me ajudou sem medir esforços.

Também agradeço ao meu primo Fabião, que sempre esteve junto comigo e ao primo Jefim que sempre me teve como irmão.

Agradeço ao companheiro amigo Turina, pois, com certeza, foi ele que deu o incentivo inicial para que eu começasse o mestrado e sempre acreditou em mim...

A todos os funcionários e professores do departamento de Engenharia Mecânica da biblioteca da FEIS pelo ótimo atendimento, pela educação e pelo excelentes serviços prestados.

A todos os funcionários e professores da seção de Pós-Graduação por estarem sempre prontos para servir com toda paciência possível e impossível, em especial ao Prof. Dr. Gilberto Pechoto por ter dado o incentivo inicial logo que me ingressei como aluno especial no programa de mestrado.

Por fim, agradeço a todos que sempre acreditaram em mim e no meu trabalho!

Epígrafe

“É um pequeno passo para um homem,
mas um gigantesco salto para a Humanidade”.

Neil Armonstrong,
(ao pisar na Lua em 20 de julho de 1969).

MACHADO, D. A. Construção de um dispositivo de simulação do escoamento pulsátil em artérias. 2010. Dissertação (Mestrado Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.

RESUMO

Este projeto visa à análise cinemática de um arranjo experimental capaz de reproduzir o fluxo sanguíneo em artérias. O mecanismo procura realizar esse escoamento através de um sistema came-seguidor juntamente com um sistema hidráulico, utilizando êmbolo e duas válvulas controladoras de fluxo. O mecanismo came-seguidor será utilizado devido a sua versatilidade em garantir que o escoamento sanguíneo ocorra durante um ciclo cardíaco. A came será radial com seguidores de roletes. O seguidor de roletes será ligado ao cilindro hidráulico que controla o fluxo sanguíneo. Um tubo de látex foi acoplado ao sistema hidráulico representando a aorta abdominal, foi confeccionado com as dimensões reais desta artéria e o látex foi escolhido, pois possui um coeficiente de elasticidade muito próximo da artéria. Um manômetro foi acoplado ao sistema para medir a pressão no interior do tubo de látex. Na sequência um tubo de complacência simular as perdas de carga do sistema circulatório. O deslocamento radial do tubo de látex e variação de pressão do manômetro foram monitorados através de filmagem. Posteriormente, os resultados experimentais foram comparados e validados com os resultados numéricos obtidos com o programa ANSYS e com a literatura.

Palavras-chave: Análise experimental. Biomecânica. Clipagem. Fluxo Pulsátil. Sistema Circulatório.

MACHADO, D. A. **Experimental simulation device building for pulsatile flow in arteries.** 2010. Dissertation (Master of Science in Mechanical Engineering) – Engineering College, São Paulo State University, Ilha Solteira, 2010.

ABSTRACT

This project aims to kinematic analysis of an experimental apparatus able to reproduce the blood flow in arteries. The mechanism cam-follower and the hydraulic system using piston and two controlling valves of flow were used to realize the fluid flow. The cam-follower mechanism was used to ensure that the fluid flow occurs during the cardiac cycle. The cam is radial with roller followers. The follower roller is connected to the hydraulic cylinder which controls the fluid flow. A latex tube was attached to the hydraulic system representing the abdominal aorta. The latex tube has the same real dimensions of this artery and it was chosen due the modulus of elasticity very close to the artery. A manometer was used to measure the outlet pressure of latex tube. After latex tube there is a complacency tube to control the pressure drop of circulatory system. The radial displacement of the latex tube and pressure variation of the manometer were monitored through filming. The experimental results were compared and validated with numerical results obtained with ANSYS software and with literature.

Keywords: Experimental Analysis. Biomechanics. Clipping. Pulsatile Flow. Circulatory System.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação esquemática do circuito fechado do sistema circulatório humano (Fonte: Guyton, A. C., 2006).....	22
Figura 2: Taxa de escoamento sanguíneo na aorta infrarrenal (Fonte: TAYLOR et al.)	24
Figura 3: Volume de sangue acumulado na aorta infrarrenal (Fonte: TAYLOR et al.).....	25
Figura 4: Vista em corte do coração mostrando as quatro cavidades cardíacas, os vasos que desembocam emergem nas câmaras atriais e ventriculares, as válvulas e o sentido do escoamento sanguíneo (Fonte: SOUSA et al., 1995).	27
Figura 5: Esquema do mecanismo de funcionamento das válvulas em condições normais (Fonte: Guyton, A. C., 2006).	28
Figura 6: Tipos de vasos sanguíneos (Fonte: Guyton, A. C., 2006).....	29
Figura 7: Esquema representativo da estrutura de uma artéria (Fonte: DUARTE et al., 2004).	30
Figura 8: Representação da Aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).	31
Figura 9: Divisões da artéria aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).	32
Figura 10: comportamento da pressão ventricular atrial e arterial durante a sístole e a diástole e o momento em que as válvulas se abrem e fecham-se (Fonte: BUTON, 2008).....	33
Figura 11: Distribuição esquemática da pressão na circulação sistêmica (Fonte: BORTOLOTO; SAFAR, 2006).....	34
Figura 12: Tipos de aneurismas (Fonte: GUYTON, 2006).	35
Figura 13: Aorta torácica e aorta abdominal e em destaque aneurisma torácico e aneurisma abdominal suprarrenal (Fonte: GUYTON, 2006).	36
Figura 14: Esquema de uma representação global do sistema(à direita), e a esquerda uma foto global com uma visão frontal do experimento.	39
Figura 15: Tubos de látex utilizados no experimento	41
Figura 16: Bomba de deslocamento positivo com as válvulas de entrada e saída de fluido. A direita o projeto no programa Solidworks e a esquerda uma foto da bomba já acoplada no sistema.	42
Figura 17: Vista frontal do tarugo.	43
Figura 18: Vista frontal da camisa do êmbolo já usinado.	43
Figura 19: Desenho técnico feito em Solidworks da vista superior da camisa do êmbolo.	44
Figura 20: Desenho do projeto da camisa do pistão feito no programa Solidworks.	44

Figura 21: Desenho técnico feito em Solidworks da vista frontal e vista superior da primeira parte do pistão.....	45
Figura 22: Vista frontal da haste do desenho técnico feito no programa Solidworks.....	45
Figura 23: Desenho gerado pelo programa Solidworks do pistão.....	46
Figura 24: Desenho da came e do seguidor feito no programa Solidworks.....	46
Figura 25: Desenho da came e do seguidor em duas posições (em cima e em baixo) feito no programa Solidworks.....	47
Figura 26: Desenho dos tipos de cames de tambor com extremidades de ponta, de rolo e de prato feito no programa Solidworks.	47
Figura 27: Desenho feito em Solidworks do esquema do deslocamento da haste devido à excentricidade da came.....	48
Figura 28: Desenho feito em Solidworks do esquema do deslocamento da haste devido à excentricidade da came em função de um ciclo completo.	48
Figura 29: Desenho gerado pelo programa Solidworks da came (a direita) e foto da came já acoplado ao sistema(à esquerda).	49
Figura 30: Diagrama do seguidor em função do deslocamento de sangue (Fonte: T aylor C.A.).	50
Figura 31: Primeira idealização da válvula.	51
Figura 32: Desenho técnico feito no programa Solidworks da vista superior da válvula.	52
Figura 33: Desenho gerado pelo programa Solidworks da válvula montada.....	52
Figura 34: Representação esquemática do tubo de complacência e algumas conexões com o sistema hidráulico (à direita) e foto do tubo de complacência (à esquerda).....	54
Figura 35: Cateter perpendicular à velocidade do fluido (Fonte: Button, 2008).....	55
Figura 36: Foto de parte do aparato experimental dando enfoque ao manômetro de mercúrio (à esquerda) e o tubo de látex com os pontos de referência (à direita).....	59
Figura 37: Esquema dos pares de pontos de referência colocados no tubo de látex utilizados para observar a variação dos diâmetros.....	60
Figura 38: Esquema de montagem das chapas metálicas simulando um clipe.	62
Figura 39: Vista superior e vista frontal do clipe “abraçando” o tubo de látex.....	63
Figura 40: Experimento de clipagem: À esquerda detalhe do clipe sem deformação e à direita clipe e tubo de látex deformado.....	64
Figura 41: Gráfico da variação do deslocamento no tempo dos pontos superiores, médios e inferiores do tubo de látex.	65

Figura 42: Variação do diâmetro dos pontos médios do tubo de látex do resultado experimental gerada pelo software Matlab.....	67
Figura 43: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de diâmetro do tubo de látex.	68
Figura 44: Comparação entre as variações dos diâmetros dos pontos superiores, médios e inferiores do tubo de látex do resultado experimental.....	69
Figura 45: Comportamento da pressão indicada pelo manômetro de mercúrio em função do tempo.	70
Figura 46: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de pressão.	71
Figura 47: Variação do diâmetro dos pontos médios do tubo de látex do resultado experimental gerada pelo software Matlab.....	72
Figura 48: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de diâmetro do tubo de látex.	73
Figura 49: Comparação entre as variações dos diâmetros dos pontos superiores, médios e inferiores do tubo de látex do resultado experimental.....	74
Figura 50: Comportamento da pressão indicada pelo manômetro de mercúrio em função do tempo.	75
Figura 51: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de pressão.	76
Figura 52: Comportamento da pressão indicada pelo manômetro de mercúrio em função do tempo.	77
Figura 53: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de pressão.	78
Figura 54: Curva da distância entre as chapas do clipe em função da força aplicada no clipe.	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Composição percentual do fluido mimetizador do sangue humano (MACHADO et al., 2008).	56
Tabela 2: Valores para o sangue obtidos na literatura.....	56
Tabela 3: Média aritmética das amostras (A1, A2, A3,..., A10) da parede do tubo de látex. ..	58
Tabela 4: Tabela de vazão.	71
Tabela 5: Tabela de vazão do experimento 1b.	76
Tabela 6: Distância entre os extremos do clipe com as respectivas forças.	78

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
1.1	As aplicações da interação fluido-estrutura na Engenharia.....	15
1.2	Aplicações da interação fluido-estrutura na Bioengenharia.....	16
1.3	Objetivos.....	17
1.4	Justificativa.....	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	18
3	fundamentação teórica.....	22
3.1	Sistema Circulatório Humano	22
3.2	A dinâmica do sangue.....	24
3.3	A bomba cardíaca	26
3.3.1	Válvulas cardíacas	27
3.4	Vasos sanguíneos.....	28
3.4.1	As artérias	30
3.4.1.1	A Artéria Aorta.....	30
3.5	Pressão Sanguínea	32
3.5.1	Pressão Periférica.....	33
3.6	Aneurisma.....	35
3.6.1	Aneurisma de Aorta	35
4	METODOLOGIA EXPERIMENTAL.....	38
4.1	Sistema mecânico	38
4.2	Materiais utilizados na construção do mecanismo	41
4.3	Confecção das peças.....	42
4.3.1	Construção da bomba de deslocamento positivo	42
4.3.1.1	Usinagem da camisa.....	42
4.3.1.2	Usinagem do pistão.	44
4.3.1.3	A came.....	46
4.3.1.4	As válvulas de retenção.....	50
4.3.1.4.1	Usinagem das válvulas.....	52
4.4	Tubos elásticos e rígidos	53
4.5	Os tubos de complacência	53
4.6	O manômetro	54

4.7	O fluido utilizado no experimento.....	55
5	METODOLOGIA.....	58
5.1	Experimento 1	59
5.2	Experimento 2	61
6	RESULTADOS	65
6.1	Resultado do experimento 1	66
6.1.1	Resultado do experimento 1a.....	66
6.1.2	Resultado do experimento 1b.....	72
6.2	Resultados do experimento 2.....	77
7	CONCLUSÃO.....	80
7.1	Sugestões para trabalhos futuros	80
	Referências	82

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

A bioengenharia consiste na aplicação da engenharia com a finalidade de projetar, melhorar a eficiência ou adaptar equipamentos e dispositivos elétricos, eletrônicos e mecânicos utilizados em organismos vivos.

A bioengenharia estuda e desenvolve instrumentos como esfigmomanômetros, bisturis convencionais e eletrônicos, bomba de infusão, bombas de sangue, desfibriladores, incubadoras neonatais, coaguladores eletrônicos, marca passos, microscópios óticos, laparoscópios, endoscópios, cardiógrafos, eletroencefalógrafos, laparoscópicos, endoscópicos, cardiográficos, eletroencefalográficos. Também pode projetar ou aperfeiçoar o funcionamento de equipamentos e instrumentos para substituir ou complementar, temporária ou permanentemente, a função de um órgão como as próteses utilizadas por seres humanos e outros animais como respiradores, monitores diversos, capnógrafos, oxímetros, equipamentos de hemodiálise, pulmões artificiais e corações artificiais.

Os corações artificiais extra-corpóreos e implantáveis já existem e oferecem uma grande eficiência e resultados satisfatórios, porém não há limites para a performance deste equipamento.

Com o auxílio da bioengenharia a eficiência de equipamentos como stents e cliques utilizados em cirurgias cerebrais e cardíacas respectivamente, pode ser melhorada conhecendo-se o comportamento do fluido que escoar entre o vaso sanguíneo (sangue) com a parede do vaso sanguíneo (artéria, vaso sanguíneo ou capilar). Na engenharia esta relação entre um fluido e uma parede é conhecida como interação fluido-estrutura.

1.1 As aplicações da interação fluido-estrutura na Engenharia

A engenharia, durante toda sua evolução, vem analisando e entendendo as leis naturais que regem o universo. Atualmente, as megaconstruções, por exemplo, civis e mecânicas, requerem uma minuciosa análise desde os materiais a serem empregados até geometria das estruturas e, talvez, uma das características mais importantes a ser analisada, é a interação fluido-estrutura.

As obras civis, normalmente, são projetadas, considerando-se o efeito do vento sobre a estrutura como um carregamento estático, porém as estruturas estão sujeitas às vibrações devido ao escoamento do fluido, as quais podem levar a estrutura à ruptura. Um dos casos mais conhecidos ocorreu na ponte Tacoma Narrows, de aproximadamente 1600 m de comprimento, construída nos Estados Unidos, em Puget Sound, Washington na década de 30, que entrou em ressonância em 7 de Novembro de 1940, alguns meses após sua inauguração.

O edifício Taipei, inaugurado em 2004 em Taiwan possui 101 andares e mais de 500 metros de altura. Nesse colossal projeto, a interação fluido-estrutura foi exaustivamente estudada devido às enormes forças providas dos ventos que agem sobre suas laterais. A solução encontrada foi a instalação de um gigantesco pêndulo de massa sincronizada para contrabalancear essas forças.

1.2 Aplicações da interação fluido-estrutura na Bioengenharia

No âmbito da biomecânica, há um estudo direcionado para as relações entre tecidos e estrutura do corpo humano, mais especificamente, entre vasos sanguíneos e sangue durante a circulação. Ao contrário do que parece, a interação fluido-estrutura (FSI) é uma realidade também na medicina.

Na cardiologia, a implantação de stents para correção do fluxo sanguíneo em uma artéria ou a implantação de válvulas artificiais e, na neurologia, a clipagem de aneurismas cerebrais constituem um problema de FSI, pois, para uma melhor eficácia nas cirurgias que requerem implantações de stents e clipagem de aneurismas é muito importante que se conheça a fundo como o sangue interage com a parede que o cerca.

Atualmente, nas cirurgias de clipagem de aneurisma, a equipe médica terá certeza quanto a numeração, força e o formato dos cliques que será utilizado após o início da cirurgia. Assim, o cirurgião realiza testes experimentais com diversos cliques, verificando o que atende melhor as condições do paciente. Após aberto um estojo com vários cliques, o cirurgião utiliza um ou alguns cliques necessários a cirurgia e os cliques que sobraram no estojo podem estar contaminados, portanto não podem ser mais utilizados em outras cirurgias. Observa-se então que se a equipe médica tivesse maiores conhecimentos sobre a velocidade, pressão que o sangue exerce nos vasos e conseqüentemente o deslocamento radial do vaso, poder-se-ia reduzir efetivamente o custo desta cirurgia, visto que a equipe poderia iniciar a cirurgia com o

clipe que atenda exatamente a necessidade do paciente ou diminuir significativamente a quantidade de cliques desnecessários.

1.3 Objetivos

Para que se obtenha qualidade e confiabilidade na modelagem de uma aorta abdominal humana foi construído um dispositivo que reproduz com aproximações o escoamento sanguíneo em artérias para que, posteriormente, sejam feitas simulações numéricas com o Método dos Elementos Finitos com o objetivo de entender o mecanismo do escoamento sanguíneo no interior da artéria e comparar os resultados experimentais com os numéricos. Com algumas modificações, o arranjo experimental pode também reproduzir o fluxo sanguíneo em qualquer região da aorta ou em vasos capilares do cérebro.

1.4 Justificativa

Problemas de aneurismas na aorta abdominal ou em qualquer extensão da aorta e os aneurismas cerebrais são, de fato, uma das maiores preocupações da medicina, pois são enfermidades de difícil diagnose.

As várias particularidades do sistema circulatório e os inúmeros problemas de saúde que o envolvem exigem um estudo detalhado e aprofundado para conhecer de modo particular o comportamento da passagem do sangue nos vasos sangüíneos para melhor obtenção de tratamentos, bem como orientações de prevenção de problemas cardiovasculares.

Em algumas cirurgias, principalmente as cerebrais e cardiovasculares, a equipe médica não tem conhecimento exato quanto a força necessária para que um clipe possa ocluir um aneurisma ou qual a pressão e velocidade do sangue em um determinado local de uma artéria que necessite a implantação de um stent graft . Assim este trabalho pretende reproduzir o sistema circulatório de modo que se possa estudar com detalhes algumas propriedades fisiológicas e conseqüentemente ter uma estimativa da força necessária de um clipe em uma cirurgia cerebral ou da elasticidade necessária de um stent graft implantado em uma artéria. Estas informações experimentais serão implementadas em softwares de simulação computacional e os resultados serão fornecidos para empresas do ramo médico servindo de subsídios para a predição de varias enfermidades, principalmente os aneurismas.

CAPÍTULO 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, pretende-se abordar um resumo claro e objetivo de alguns autores que estudaram e abordaram assuntos que contribuíram para a realização do presente trabalho seguindo a ordem de relevância de cada estudo.

Ibrahim (2006) desenvolveu, em Laboratório de Membranas e Biomembranas, para seu trabalho de mestrado. Realizou uma simulação experimental da formação de aneurismas na aorta abdominal humana utilizando-se de tubos de látex e respeitando as dimensões reais da artéria aorta abdominal. Também investigou a pressão crítica necessária para formação de bolhas na parede dos tubos de látex fazendo analogias com a formação de aneurismas. Posteriormente os resultados experimentais foram comparados com os resultados numéricos.

Čanić(2001), estudou um modelo de simulação da interação de fluido-estrutura entre o escoamento de sangue e as paredes das artérias, porém cálculos em tempo real de grandes seções do sistema vascular ainda não estão disponíveis, razão pelas quais modelos simplificados precisam ser usados sempre que possível. No trabalho apresentado, foram utilizados, em duas seções de eixos simétricos, modelos unidimensionais de sistemas vasculares para acelerar a simulação. As equações resultantes são bidimensionais, porém a forma simplificada delas permite uma decomposição em uma aproximação unidimensional. Por fim um método numérico foi criado para a derivação das equações efetivas, validando assim a parte experimental

Čanić (2002) apresentou, em seu trabalho, as equações que podem ser otimizadas no estudo das deformações de vasos sanguíneos, para auxiliar na produção de próteses utilizadas no tratamento de várias doenças cardiovasculares, tendo como pressuposto que a introdução de próteses muda as propriedades das paredes do vaso sanguíneo na região em que ela é colocada, dentre as mudanças, o fim da elasticidade. O artigo apresentou as equações e sua utilização no estudo das rápidas alterações da elasticidade e o comportamento do sangue nesses locais.

Paschoalini e Bazani (2006) desenvolveram uma solução analítica para calcular os campos de pressão e velocidade do fluido que escoam no interior de um cilindro e o campo de deslocamento deste cilindro. A interação fluido-estrutura foi estudada em um modelo

numérico bidimensional do escoamento no interior de um cilindro elástico. Considerou o fluido como incompressível e Newtoniano, governado pelas equações de Navier-Stokes, e as paredes do cilindro foram modeladas a partir da Lei de Hooke, entendendo a condição quase-estática. Resultou em um sistema de equações que foram resolvidas utilizando os métodos Dormand-Prince e de Runge-Kutta para quarta/quinta ordem. Esse equacionamento ofereceu resultados aparentemente compatíveis com as condições do problema construído.

Machado (2008) descrevem a formulação e caracterização das propriedades térmicas (condutividade e difusividade) e reológicas (densidade e viscosidade) de um fluido mimetizador do sangue (phantom), empregado no estudo dos efeitos da perfusão sanguínea em tecidos irradiados com ultrassom.

Braga (2002) descreve uma técnica cirúrgica capaz de tratar uma ruptura aneurismática intraoperatório de um aneurisma intracraniano. Quando a ruptura acontece junto ao colo, em um ponto entre o vaso principal e o saco aneurismático, esta técnica propõe a clipagem do aneurisma, colocando sobre a ruptura um pequeno fragmento de músculo temporal de aproximadamente 5 mm de comprimento e 4 mm de largura. O grampo irá pressionar o músculo contra a abertura, fechando o pertuito. Essa técnica é utilizada em circunstância que o aneurisma se encontra junto às artérias carótidas e comunicante posterior. Esse grupo de procedimentos adotados pelo neurocirurgião reflete seu treinamento e sua experiência em técnicas cirúrgicas, entretanto, o sucesso dessa cirurgia depende de outros fatores, tais como: a intensidade da hemorragia, o estágio da dissecação, além de fatores anatômicos individuais de cada paciente. Durante o ato de clipagem, pode acontecer uma ruptura parcial do aneurisma por erro na aplicação do clipe ou por algum defeito ocorrido no material, devido ao uso excessivo do mesmo clipe.

Feijó (2007) utilizou-se de modelos experimentais encontrados na literatura para construir um modelo numérico tridimensional do escoamento sanguíneo no interior da artéria aorta abdominal humana. Fazendo uso de dados obtidos e cedidos pelo Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor) obteve resultados compatíveis com um caso real de pressão arterial normal de 120 mmHg por 80 mmHg (12 por 8).

Wang (2003) apresentou um trabalho que consiste no estudo das principais artérias do corpo humano, levando em consideração o trabalho realizado pelo ventrículo esquerdo do coração, analisando a velocidade e a pressão do sangue em 55 principais artérias denominadas e mostradas por ele em um esquema. Essa análise consiste na observação da propagação de

ondas pelos principais vasos. Neste estudo, encontra-se uma tabela onde são organizados valores anatômicos e fisiológicos dos vasos (comprimento da artéria, seu diâmetro, espessura de sua parede e módulo de elasticidade). Os dados foram retirados, tendo por base uma associação entre a velocidade do sangue e a velocidade da onda que caminha obtendo uma resposta para o sistema em unidade de pulso por meio de uma função de transferência.

Moraes (2005) iniciou o trabalho apresentando dados sobre a frequência de substituição de válvulas cardíacas em razão de doenças como estenoses (anomalia na abertura da válvula) danificadas em decorrência da sua grande solicitação mecânica. Com o objetivo de garantir projetos adequados às próteses que devem ser construídas para substituição dessas válvulas, a autora realizou a simulação numérica, por meio do Método dos Elementos Finitos do folheto da válvula aórtica, buscando analisar a distribuição de tensões. Concluiu, após a realização da análise, que a distribuição de tensões resultante esteve de acordo com as distribuições encontradas na literatura, mostrando coerência no modelo matemático e nas escolhas dos parâmetros de simulação. Concluíram também que as hipóteses simplificadoras utilizadas foram de grande importância para o aprendizado da simulação numérica de um sistema complexo com o aparelho circulatório e, mais especificamente, as válvulas, que são a motivação do trabalho. Foi produção importante para o presente trabalho, pois, o fluido estudado é o mesmo e a estrutura conserva as mesmas propriedades.

Os próximos trabalhos deste capítulo também foram importantes, pois forneceram subsídios para o presente estudo, porém enfatizam um estudo com métodos computacionais, técnica que também será utilizada posteriormente em outros estudos para validar a parte experimental.

Petry (1993) apresentou o resultado de experiência de emprego do Método de Elementos Finitos na discretização espacial do fluido e do emprego das diferenças finitas na discretização temporal, por meio da qual compreende a interação fluido-estrutura. O problema estudado foi a análise do escoamento de fluidos viscosos e incompressíveis em torno de um corpo rígido elasticamente vinculado. Apresentou um cilindro oscilante, sujeito à ação de um escoamento externo, representando o problema de análise das vibrações autoinduzidas. Esse trabalho contribuiu na presente proposta para auxiliar a compreensão da interação fluido-estrutura, no entanto o modelo de análise que aqui foi proposto é o oposto, isto é, um cilindro oco com fluido viscoso e incompressível escoando em seu interior.

Souli (2000) atenta para a importância da utilização de métodos computacionais em aplicações na engenharia para resolução de problemas em que pequenas distorções provocam

grandes deformações nelas. Apresentaram possibilidades de controle de tais distorções e os resultados são indicados para utilização tanto na academia quanto na indústria.

Moraes (2005) aplicou métodos computacionais em aplicações mecânicas e engenharia com muita frequência em vasos sanguíneos e em válvulas.

Li (2001) afirmou que a pressão sanguínea tem significantes efeitos no comportamento mecânico do sistema sanguíneo e suas falhas, por isso, para a complexa natureza do sistema sangüíneo, enfrentam-se desafios contínuos. Para isso, desenvolveu um trabalho, visando à determinação das variações de tensões do aparelho cardiovascular. Utilizando o Método dos Elementos Finitos, numa abordagem computacional, descreveu, com boa aproximação, a função da pressão sangüínea no escoamento do sangue nos vasos sangüíneos.

Cunha (2003) apresentou um trabalho que consiste no estudo do comportamento do escoamento sanguíneo na artéria braquial através de sinais sonoros captados por um microfone acoplado a um estetoscópio e transformados em sinais elétricos analisados computacionalmente para diversas variações de pressão, medidas em um esfignomanômetro. Seu trabalho teve como objetivo traçar parâmetros para a calibragem de esfignomanômetros por meio de curvas comparativas de sinais sonoros convertidos em elétricos.

CAPÍTULO 3

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Sistema Circulatório Humano

Em anatomia e fisiologia, o sistema circulatório é constituído pelo coração e pelos vasos sanguíneos onde circula o sangue que passa pelas artérias, capilares e veias. Esse trajeto começa e termina no coração.

A Figura 2 mostra esquematicamente o circuito fechado do sistema circulatório humano, enfatizando o sentido que o sangue circula nas artérias, nas veias e nos principais órgãos que o sangue irriga.

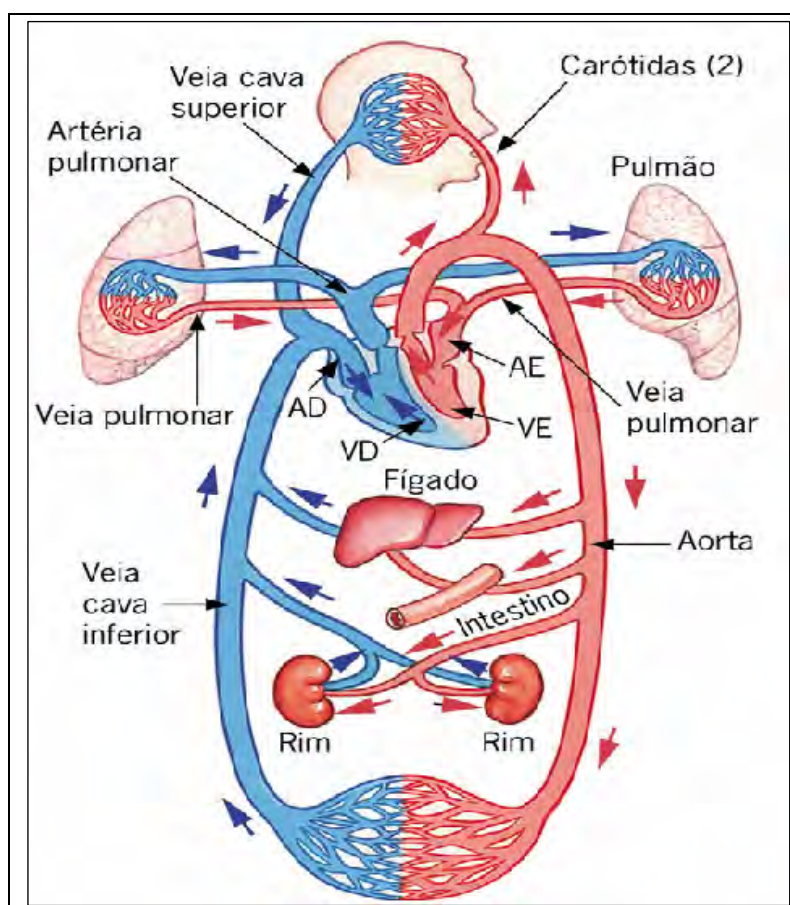


Figura 1: Representação esquemática do circuito fechado do sistema circulatório humano (Fonte: Guyton, A. C., 2006).

O aparelho circulatório tem diversas funções no corpo humano, a saber:

- Transporte de gases: os pulmões, responsáveis pela obtenção de oxigênio e pela eliminação de dióxido de carbono, comunicam-se com os demais tecidos do corpo por meio do sangue.
- Transporte de nutrientes: no tubo digestivo, os nutrientes, resultantes da digestão passam através de um fino epitélio e alcançam o sangue. Por essa verdadeira "autoestrada", os nutrientes são levados aos tecidos do corpo, nos quais se difundem para o líquido intersticial que banha as células.
- Transporte de resíduos metabólicos: a atividade metabólica das células do corpo origina resíduos, mas apenas alguns órgãos podem eliminá-los para o meio externo
- Transporte de hormônios: hormônios são substâncias secretadas por certos órgãos, distribuídas pelo sangue e capazes de modificar o funcionamento de outros órgãos do corpo. A colecistocinina, por exemplo, é produzida pelo duodeno, durante a passagem do alimento, e lançada no sangue. Um de seus efeitos é estimular a contração da vesícula biliar e a liberação da bile no duodeno.
- Intercâmbio de materiais: algumas substâncias são produzidas ou armazenadas em uma parte do corpo e utilizadas em outra parte. Células do fígado, por exemplo, armazenam moléculas de glicogênio, que, ao serem quebradas, liberam glicose, que o sangue leva para outras células do corpo.
- Transporte de calor: o sangue também é utilizado na distribuição homogênea de calor pelas diversas partes do organismo, colaborando na manutenção de uma temperatura adequada em todas as regiões; permite ainda levar calor até a superfície corporal, onde pode ser dissipado.
- Distribuição de mecanismos de defesa: pelo sangue circulam anticorpos e células fagocitárias, componentes da defesa contra agentes infecciosos.
- Coagulação sanguínea: pelo sangue circulam as plaquetas, pedaços de um tipo celular da medula óssea (megacariócito), com função na coagulação sanguínea. O sangue contém ainda fatores de coagulação, capazes de bloquear eventuais vazamentos em caso de rompimento de um vaso sanguíneo.

3.2 A dinâmica do sangue

O modelo da dinâmica de sangue da aorta abdominal já foi simulado numericamente por diversos autores (LEE ; CHEN, 2003, WANG ; PARKER, 2004, YOUNIS ; BERGER, 2004). Taylor (2004) quantificou o escoamento de sangue aorta infra-renal em repouso e em condições de exercício. A Figura 2 mostra o escoamento de sangue em litros por minuto na aorta infrarrenal para um ciclo cardíaco completo de um segundo.

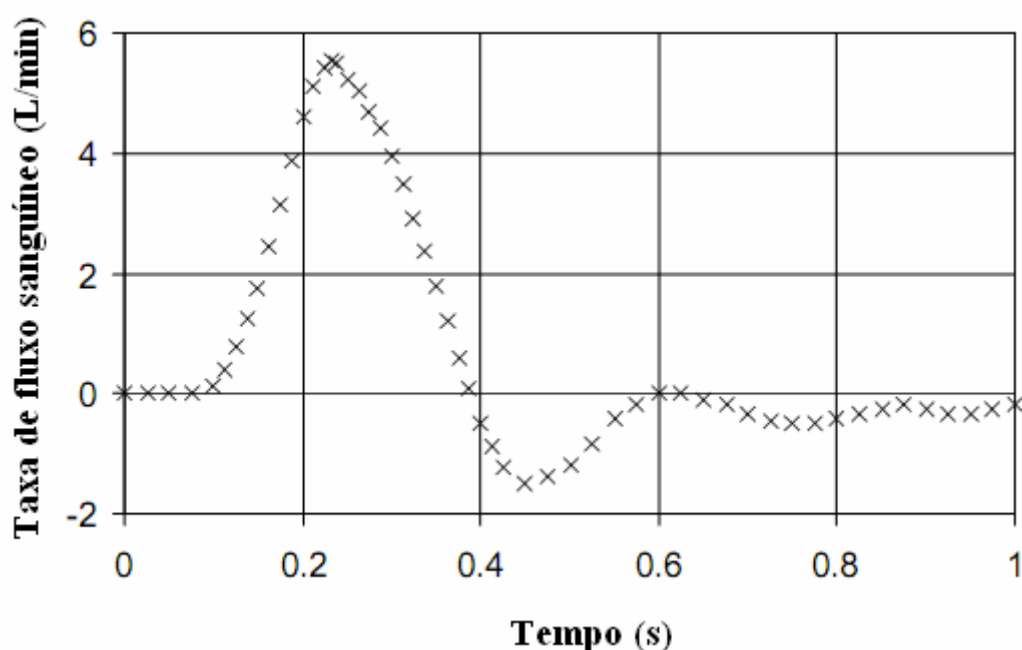


Figura 2: Taxa de escoamento sanguíneo na aorta infrarrenal (Fonte: T AYLLOR et al.)

A Figura 2 apresenta o volume de sangue acumulado obtidos a partir da integração, em tempo, do escoamento sanguíneo. Três fases distintas podem ser distinguidas: (i) de sangue bombeado do coração, o que corresponde ao tempo intervalo de 0,1375s para 0,3875s.

Durante essa fase o sangue é bombeado pelo coração para as artérias; (ii) invertida ou refluxo de sangue, o que corresponde ao intervalo de tempo entre 0,3875s para 0,8000s. Esta fase é caracterizada pelo escoamento negativo, isto é, o sangue flui no sentido inverso nas artérias; (iii) a fase estacionária, que começa em 0,8000s e termina quando o sangue do coração é bombeado novamente (0,1375s). Essa fase encerra o ciclo cardíaco. Essas três fases são muito importantes na definição do diagrama de deslocamento do seguidor.

Para o desenvolvimento deste trabalho foi necessário entender como o funcionamento do sistema cardiovascular depende do escoamento sanguíneo pulsátil nas artérias que tem três características importantes: velocidade de escoamento, onda de pulso e velocidade de propagação do pulso. A frequência cardíaca é designada em batimentos por minuto (bpm) e em adultos normais em repouso essa taxa varia de 60 a 100 bpm. O escoamento sanguíneo nas artérias é instável devido à natureza cíclica da bomba cardíaca que cria condições pulsáteis em todas as artérias. O sangue é bombeado para fora do coração durante sístole. O coração descansa durante a diástole, e não há sangue ejetado. A forma da onda de pressão arterial depende de vários fatores. A onda de pressão arterial pode ser considerada como sendo a soma de uma onda incidente e uma onda refletida, que são fatores responsáveis pelas mudanças no pulso de pressão.

A onda de pressão arterial tem um rápido aumento inicial seguido por uma fase de pico sistólico. Na sequência desse pico, há um entalhe correspondente ao fechamento da válvula aórtica. Durante a diástole, há uma diminuição gradual da pressão devido ao escoamento para a circulação periférica.

A velocidade do sangue no vaso varia devido a efeitos viscosos e inerciais. Perfis de velocidade são complexos, porque a escoamento é pulsátil e os vasos são elásticos, curvos e cônicos. Refluxo ocorre durante a diástole, e os perfis são achatados mesmo durante o pico de fluxo sistólico. A Figura 3 mostra o volume de sangue, em mililitros, acumulado na aorta infrarrenal em função do tempo.

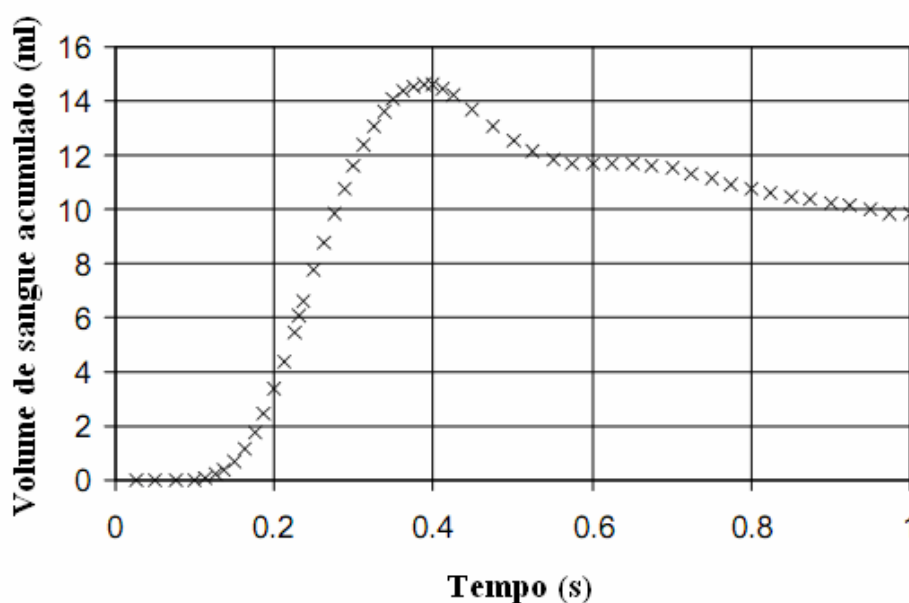


Figura 3: Volume de sangue acumulado na aorta infrarrenal (Fonte: TAYLOR et al.).

3.3 A bomba cardíaca

De acordo com Souza (1995), o coração está localizado no interior do tórax, ocupando uma posição aproximadamente central entre os dois pulmões, no espaço chamado mediastino; possui a forma cônica, com a ponta ou ápice voltada para baixo, para frente e para a esquerda. A sua base é formada pelos dois átrios e pelos grandes vasos.

O coração é a bomba propulsora ideal para o aparelho circulatório, capaz de impulsionar volumes variados de sangue, com mecanismos autônomos de controle, capazes de responder aos estímulos de natureza química e física, que podem regular o seu débito, de acordo com as necessidades dos tecidos do organismo. O coração adulto contrai-se e relaxa 115.000 vezes por dia, impulsionando 7.500 litros de sangue pelo corpo.

O coração é uma bomba muscular oca, pulsátil, dividida em quatro câmaras, conforme a Figura 6. As câmaras superiores são os átrios e as inferiores são os ventrículos. Os átrios, de paredes mais finas, recebem o sangue que flui das veias; são câmaras receptoras ou câmaras de acesso aos ventrículos. Também bombeiam fracamente o sangue para auxiliar o enchimento ventricular. O átrio direito recebe as veias cavas superior e inferior que trazem o sangue venoso ao coração. O átrio esquerdo recebe as veias pulmonares, que trazem o sangue oxigenado nos pulmões, para distribuição ao organismo.

Os ventrículos são câmaras expulsoras, com paredes espessas que, ao se contrair fornecem a principal força que impulsiona o sangue através dos pulmões e do sistema circulatório periférico. O ventrículo direito bombeia o sangue para os pulmões, e o ventrículo esquerdo, com grande força de contração, bombeia o sangue na circulação periférica. O controle da entrada e saída de sangue de cada um dos compartimentos do coração são controlados pelas válvulas tricúspide e mitral. A Figura 4 mostra a vista em corte do coração mostrando as quatro cavidades cardíacas, os vasos que desembocam emergem nas câmaras atriais e ventriculares, as válvulas e o sentido do escoamento sanguíneo.

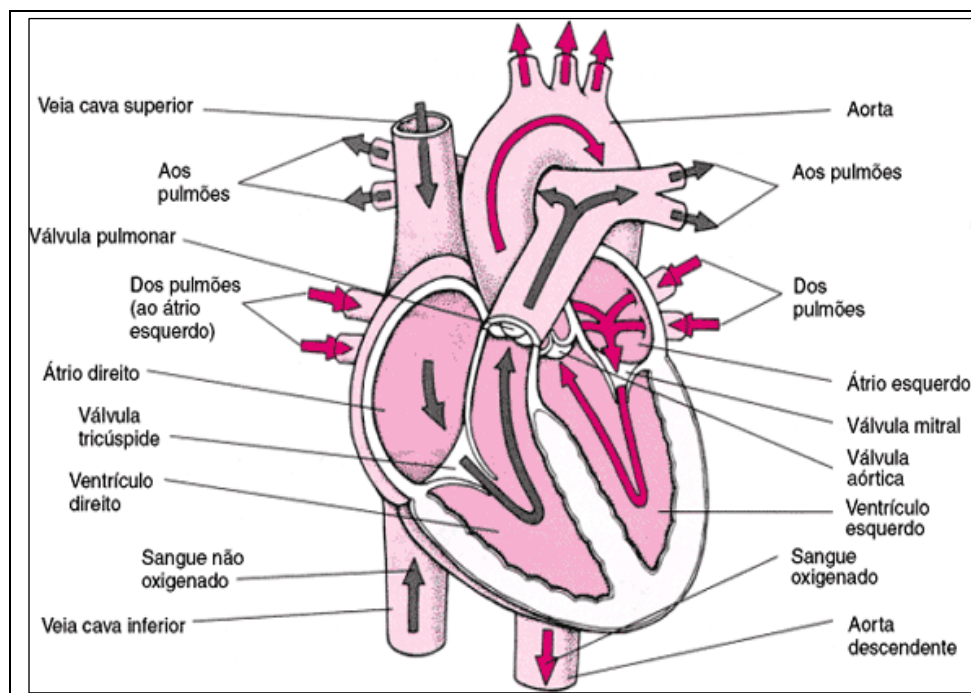


Figura 4: Vista em corte do coração mostrando as quatro cavidades cardíacas, os vasos que desembocam emergem nas câmaras atriais e ventriculares, as válvulas e o sentido do escoamento sanguíneo (Fonte: SOUSA et al., 1995).

3.3.1 Válvulas cardíacas

O coração possui quatro câmaras: duas superiores e de pequenas dimensões (os átrios), e duas inferiores e maiores (os ventrículos). Cada ventrículo possui uma válvula de entrada e uma válvula de saída, ambos unidirecionais. A válvula tricúspide abre-se do átrio direito para o ventrículo direito, e a válvula pulmonar abre-se do ventrículo direito para as artérias pulmonares. A válvula mitral abre-se do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo, e a válvula aórtica abre-se do ventrículo esquerdo para a aorta.

Logo após a contração do ventrículo esquerdo, a válvula aórtica fecha-se, a válvula mitral abre-se, e certa quantidade de sangue flui do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo.

Posteriormente, o átrio esquerdo contrai ejetando sangue no ventrículo esquerdo. Em seguida, o átrio esquerdo se contrai, ejetando mais sangue no ventrículo esquerdo. Quando o ventrículo esquerdo contrai, a válvula mitral fecha, a válvula aórtica abre e o sangue é ejetado para a aorta. A Figura 5 mostra um esquema do mecanismo de funcionamento das válvulas em condições normais.

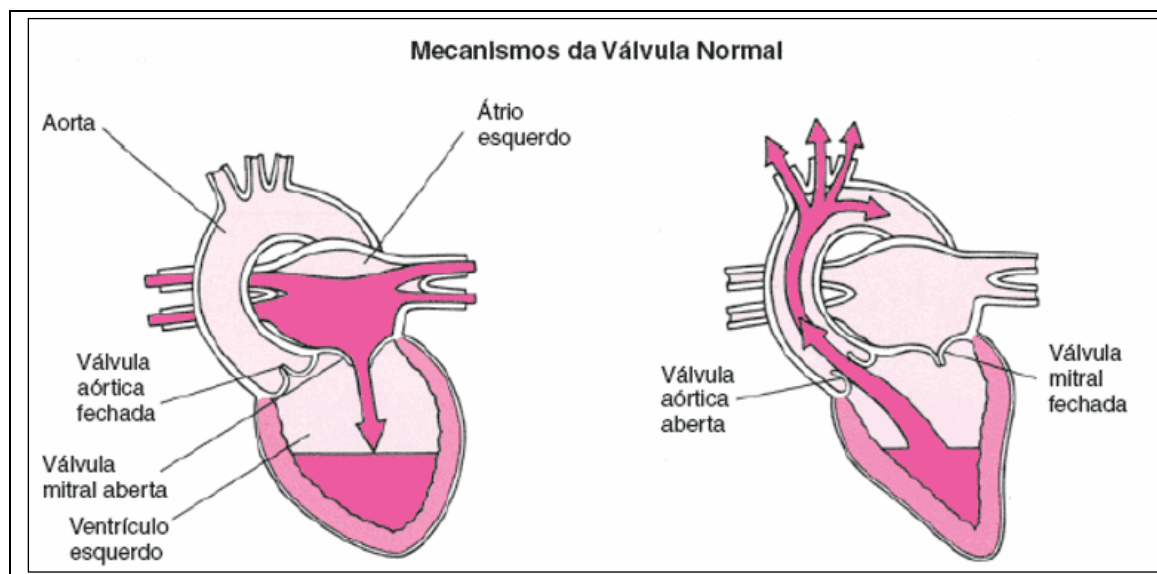


Figura 5: Esquema do mecanismo de funcionamento das válvulas em condições normais
(Fonte: Guyton, A. C., 2006).

As válvulas cardíacas podem apresentar um funcionamento deficiente, permitindo um vazamento (insuficiência valvular) ou uma abertura não adequada (estenose valvular). Qualquer um desses problemas pode interferir gravemente na capacidade de bombeamento de sangue do coração. Frequentemente esses problemas ocorrem na válvula mitral, embora eles também possam ocorrer nas demais válvulas cardíacas, e algumas vezes uma válvula apresenta os dois problemas simultaneamente.

3.4 Vasos sanguíneos

Os vasos sanguíneos são tubos pelos quais o sangue circula. Há três tipos principais (ilustrados na **Erro! Fonte de referência não encontrada.**): as artérias, que levam sangue do coração ao corpo; as veias, que o reconduzem ao coração; e os capilares, que ligam artérias e veias. A seguir, resumidamente são descritas suas características.

Artérias: o sangue é ejetado do coração de maneira intermitente, em pulsos (ou seja, ocorre ejeção durante a sístole, mas não durante a diástole). As artérias têm a função geral de uniformizar esses pulsos, permitindo que o sangue chegue de forma contínua aos capilares. São divididas em:

- 1) **Artérias elásticas:** são as artérias próximas ao coração (aorta e pulmonares). Possuem elastina e colágeno em grande quantidade, o que permite que se

distendam durante a sístole e retornem à posição normal durante a diástole. Sua principal função é manter o escoamento de sangue durante a diástole.

- 2) Artérias musculares ou condutoras: contêm espessa camada de músculo liso, suprido por fibras vasoconstritoras do simpático. São as principais responsáveis pela resistência periférica total (RPT), visto que quanto maior o vaso constrição, maior será a resistência ao escoamento sanguíneo.
 - 3) Arteriolas: são artérias de pequeno calibre, com características e funções semelhantes às artérias musculares. Também são capazes de potente vaso constrição, contribuindo para a RPT. Próximo à extremidade capilar, o músculo liso circular das arteriolas forma anéis, chamados de esfíncteres pré-capilares, que controlam o escoamento de sangue para os capilares.
- Capilares: possuem paredes finas, com uma camada única de células endoteliais e lâmina basal. É o local de troca de substâncias entre o sangue e os tecidos.
 - Veias: são vasos altamente complacentes e possuem a função de armazenamento de sangue, ou seja, quando há um excesso de sangue na circulação ou aumento da pressão arterial, as veias dilatam-se, acomodando um volume maior de sangue. Também se pode dizer que as veias atuam como um reservatório de sangue, visto que, em casos de diminuição da pressão arterial ou necessidade de aumento da volemia, as veias se contraem, fazendo com que o sangue armazenado retorne à circulação.

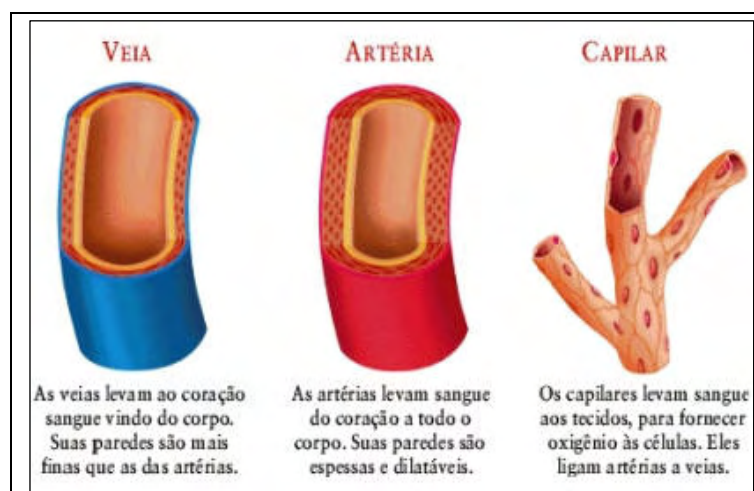


Figura 6: Tipos de vasos sanguíneos (Fonte: Guyton, A. C., 2006).

3.4.1 As artérias

As artérias são formadas por três camadas distintas, sendo a camada mais externa conhecida como túnica externa, a qual é formada por tecido conjuntivo. A camada interna à túnica externa é a túnica média, composta de células musculares lisas e tecido elástico. A camada mais interna, que está em contato direto com o escoamento sanguíneo, formada por células endoteliais, é denominada túnica íntima. A Figura 7 representa a estrutura da artéria e suas camadas.

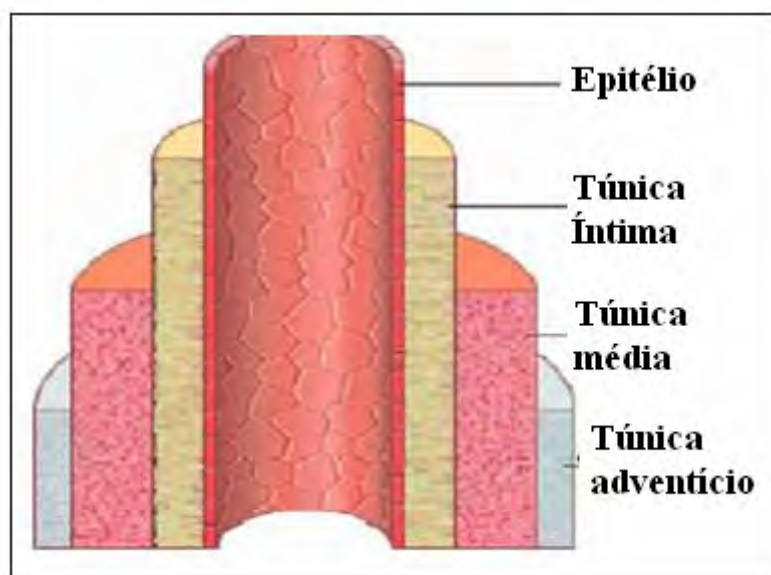


Figura 7: Esquema representativo da estrutura de uma artéria (Fonte: DUARTE et al., 2004).

3.4.1.1 A Artéria Aorta

Existem vários tipos de artérias: pulmonares, branquiais, carótidas, renais sistêmicas e arteríolas, e, dentre elas, está a artéria aorta, a maior artéria do corpo humano, já que se inicia no coração, na base do ventrículo esquerdo e termina à altura da quarta vértebra lombar, onde se divide em artérias ilíacas comuns. Ela leva sangue oxigenado para todas as partes do corpo através da circulação sistêmica.

Na Figura 8, em tom mais escuro, é apresentada a artéria aorta e suas ramificações pelo corpo humano.

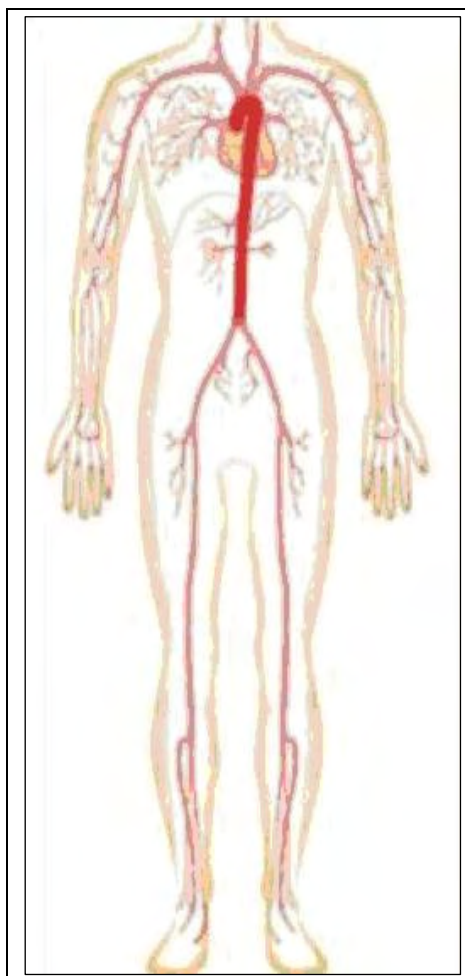


Figura 8: Representação da Aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).

A aorta, para facilitar os estudos sobre ela, é dividida em cinco partes. A Figura 9 representa as subdivisões da aorta. A parte inicial, saindo diretamente do coração, representada pelo número 1, recebe o nome de aorta ascendente; já a parte curva da aorta, representada pelo número 2, é denominada arco aórtico. Ainda no tórax, após o arco aórtico, e representado pelo número 3, a aorta é denominada aorta descendente. Essas três partes da aorta, por estarem dentro do tórax, são denominadas aorta torácica.

A partir do ponto em que ela atravessa o diafragma e, portanto, entra no abdome, passa a ser chamada de aorta abdominal. Da aorta abdominal ramificam-se duas outras artérias, uma de cada lado da aorta abdominal, ligando a aorta aos rins, sendo então denominadas artérias renais. A aorta abdominal é subdividida em três regiões: a aorta supra-renal, acima das artérias renais, representada pelo número 4; a justarrenal, no nível da saída e abaixo dessa saída é representada pelo número 5. (IBRAHIM, 2006).

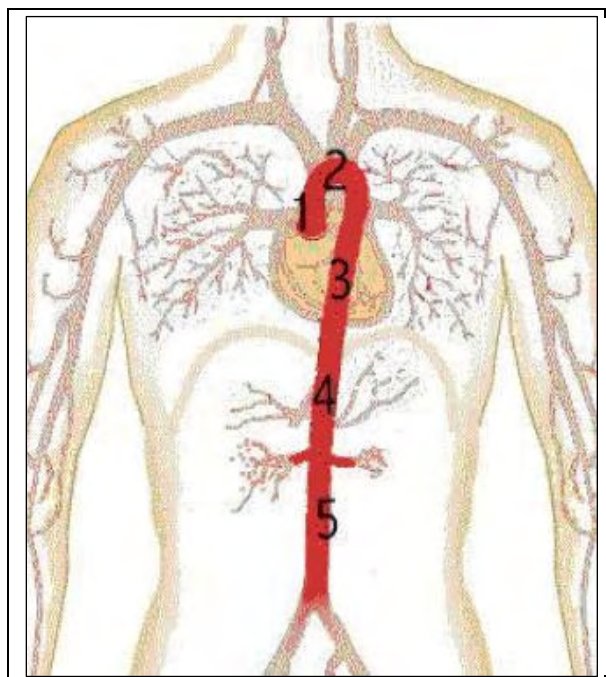


Figura 9: Divisões da artéria aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).

As características e propriedades físicas dos vasos sanguíneos variam, conforme varia a espessura do vaso ou modificando sua composição, alterando, dessa forma, seus parâmetros característicos.

Segundo Čanić (2002), o módulo de elasticidade da parede da aorta é de aproximadamente 10^5 Pascal e possui uma densidade de $1,1 \text{ Kg/m}^3$.

3.5 Pressão Sanguínea

A pressão sanguínea é a força exercida pelo sangue contra a parede de um vaso e depende do volume de sangue contido no vaso e da capacidade de distensão das suas paredes.

Durante a sístole, um determinado volume de sangue entra nas artérias vindo do ventrículo enquanto apenas $1/3$ da mesma quantidade sai para as arteríolas.

Durante a diástole, não entra sangue nas artérias, enquanto existir sangue que continua saindo, estimulado pela contração das paredes elásticas arteriais.

Uma das unidades de medida de pressão que se usa é o milímetro de mercúrio (mmHg).

A pressão máxima exercida nas artérias quando o sangue é expelido na sístole é, em média, 120 mmHg. A pressão mínima nas artérias, quando o sangue é escoado proveniente da diástole é, em média, 80 mmHg.

No corpo humano, a pressão do sangue deve-se ao estado de equilíbrio entre as pressões estática, dinâmica e mecânica. Em virtude do próprio peso do sangue, as artérias e veias estão sob a pressão estática. A pressão dinâmica ocorre devido à variação de velocidade do sangue no corpo. A pressão mecânica deve-se ao fato de o coração bombear o sangue para o corpo e assim exercer-lhe certa pressão.

No escoamento sanguíneo, haverá variações de pressão ao longo do corpo, e, grande parte, por efeito da viscosidade. A pressão do arterial (sangue rico em oxigênio) é maior que a do sangue venoso (sangue rico em gás carbônico), em razão de o sangue arterial ter o auxílio do coração para ser bombeado para o resto do corpo, o que não ocorre com o sangue venoso. A Figura 10 mostra o comportamento da pressão ventricular atrial e arterial durante a sístole e a diástole e o momento em que as válvulas se abrem e fecham-se.

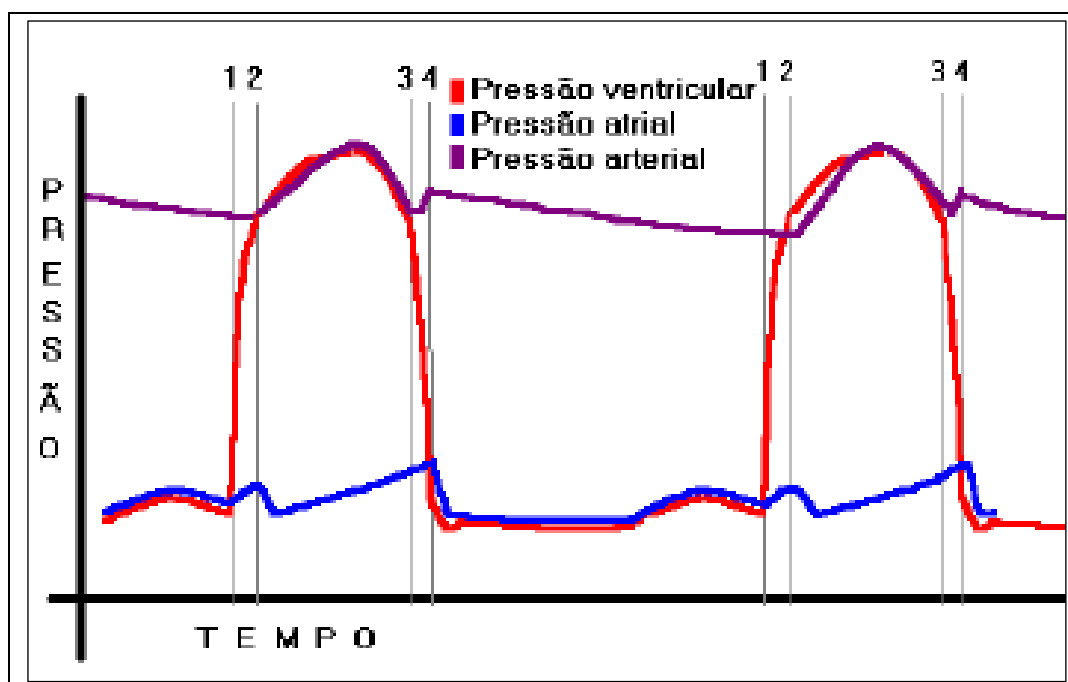


Figura 10: comportamento da pressão ventricular atrial e arterial durante a sístole e a diástole e o momento em que as válvulas se abrem e fecham-se (Fonte: BUTON, 2008).

3.5.1 Pressão Periférica

A pressão gerada nos ventrículos durante suas contrações vai se reduzindo gradativamente ao longo do sistema vascular até os correspondentes átrios; a maior queda de pressão arterial ocorre ao nível das arteríolas e meta-arteríolas, em consequência da grande

resistência oferecida por esses vasos ao escoamento de sangue, determinada pelo estado de tonicidade da musculatura lisa das suas paredes, o que se denomina tono vascular.

Essas diferenças de pressão são diretamente proporcionais aos volumes sanguíneo arterial e venoso, e às respectivas resistências vasculares arteriais e venosas oferecidas ao escoamento sanguíneo, as quais são referidas conjuntamente como resistência vascular periférica. Essa resistência, particularmente existente na periferia da circulação, é que mantém a pressão no interior do sistema vascular arterial da grande circulação, pressão esta referida genericamente como pressão arterial sistêmica (JUNQUEIRA Jr., 2007).

A queda de pressão no circuito sistêmico (referente ao circuito formado pelas artérias) é de aproximadamente 100torr. Essa variação de pressão deve-se à resistência oferecida pelos tubos que conduzem o sangue ao longo do corpo, a qual no ventrículo esquerdo varia entre aproximadamente zero (pressão atmosférica) (diástole) e 120 mmHg ou mais (sístole). A pressão na aorta é elevada, mas sua variação é bem menor (120 mmHg na sístole e 80 mmHg na diástole).

Devido à grande elasticidade da aorta e de outras grandes artérias, tem-se a pressão arterial suficientemente grande mesmo durante a diástole. Dessa forma, o sangue flui constantemente para a periferia do corpo, diminuindo progressivamente a pressão arterial para cerca de zero ao chegar ao fim das veias cavas no átrio direito do coração. Pode-se notar pela Figura 11 a variação de pressão nos diversos vasos sanguíneos:

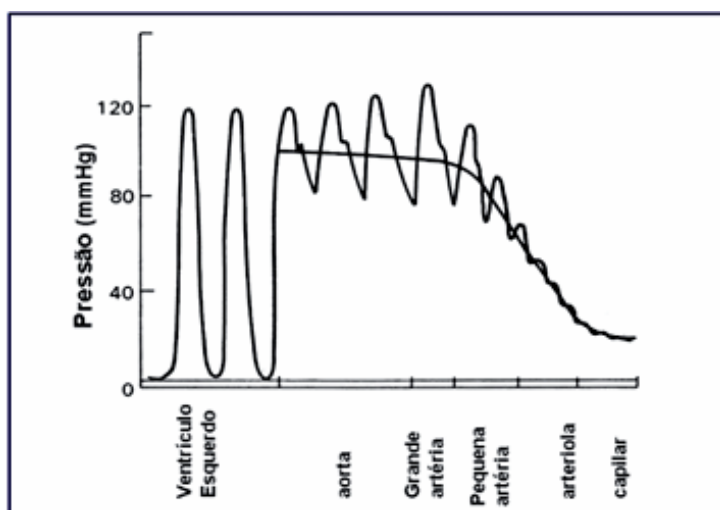


Figura 11: Distribuição esquemática da pressão na circulação sistêmica (Fonte: BORTOLOTO; SAFAR, 2006).

3.6 Aneurisma

Aneurisma é uma palavra grega que significa Alargamento. O termo é utilizado para designar uma dilatação permanente de um segmento vascular. Segundo Ibrahim (2006), os aneurismas derivam de um enfraquecimento da parede arterial, de uma solicitação anormal sobre um segmento dessa parede ou pela combinação de resultados. Os aneurismas podem ser saculares, fusiformes ou pseudo-aneurismas como ilustrado na Figura 12.

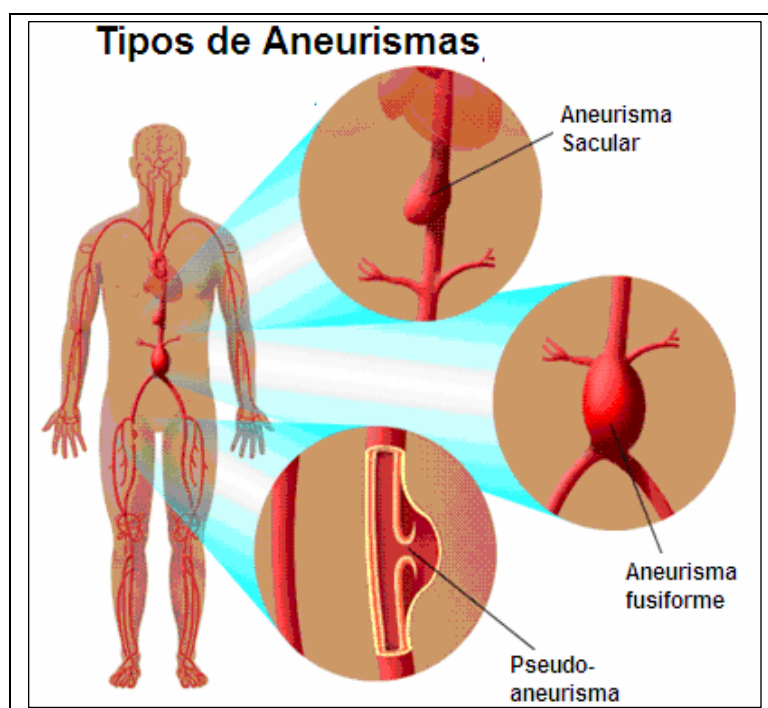


Figura 12: Tipos de aneurismas (Fonte: GUYTON, 2006).

3.6.1 Aneurisma de Aorta

De acordo com Rocha (1997), aneurisma de aorta é uma dilatação permanente e localizada da artéria, contendo as três camadas, com diâmetro pelo menos 1,5 vezes maior que o esperado para determinado segmento. Esses aneurismas assumem grande importância nos dias atuais, visto que sua incidência vem aumentando, particularmente entre os mais idosos, e por se tratar de uma doença de evolução maligna, com alta morbidade e mortalidade. O que torna mais difícil o manuseio desses pacientes é que muitos são assintomáticos ou não apresentam sintomas característicos da doença. É importante ressaltar que o tratamento

cirúrgico apresenta ainda riscos consideráveis, principalmente quando se leva em conta o grande número de doenças associadas. A Figura 13 destaca o aneurisma na região torácica e na região abdominal.

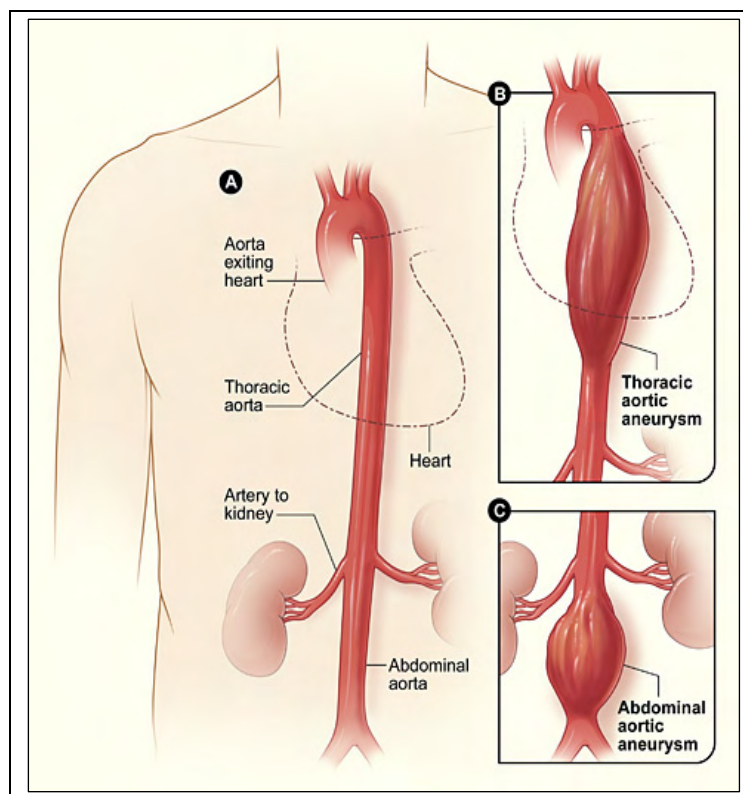


Figura 13: Aorta torácica e aorta abdominal e em destaque aneurisma torácico e aneurisma abdominal suprarrenal (Fonte: GUYTON, 2006).

Embora localizado, o aneurisma traduz um acometimento difuso da aorta, já que 13% dos pacientes apresentam múltiplos aneurismas e aproximadamente 25% com acometimento de aorta torácica têm aneurisma de aorta abdominal.

Por outro lado, a doença da aorta acompanha-se, em grande número dos casos, de lesões obstrutivas de seus ramos, o que faz com que esses pacientes apresentem alta morbidade e mortalidade por eventos cérebro vasculares e coronarianos.

Os aneurismas de aorta abdominal são muito mais comuns que os torácicos, sendo a localização mais frequente a infrarrenal, enquanto os supra-renais geralmente são extensões dos aneurismas torácicos abdominais. Ocorrem numa proporção de cinco homens para cada mulher. A idade é um fator de risco importante; a incidência aumenta rapidamente após os 55 anos nos homens e os 70 anos em mulheres. A incidência vem aumentando progressivamente nas últimas décadas. Segundo dados da Mayo Clinic, a incidência cresceu de 12,2 para 36,2

por 100.000 habitantes, de 1951 até 1980, o que sugere crescimento real, apesar da melhora nos métodos de detecção, o que pode ser explicado pelo envelhecimento da população.

Alguns distúrbios podem ocorrer na aorta em decorrência de locais fragilizados, permitindo a formação de aneurismas, rupturas externas, hemorragias e dissecções. Qualquer uma dessas lesões pode levar a pessoa à morte, mesmo transcorrendo-se anos para a maioria delas desenvolver-se.

Derivando-se de um enfraquecimento das paredes ou de um carregamento anormal sobre um segmento dessas paredes, os aneurismas são como uma dilatação localizada e permanente da parede arterial, com tamanho maior que 50% do seu diâmetro normal. Cabe ressaltar que os aneurismas da aorta ocorrem com mais frequência em homens (proporção de 4:1) e verifica-se, inclusive, em mais de 50% dos casos, a presença da hipertensão arterial. A incidência do aneurisma da aorta abdominal é de 30 a 66 casos por 1000 habitantes (BORGES, 2007), no entanto variam de 6% para os homens com mais de 60 anos de idade, e para mulheres na faixa de 1% com a mesma idade. Pesquisas realizadas na Universidade de Yale mostram que a maioria dos aneurismas crescem pouco mais que 1mm ao ano, apresentando um crescimento muito lento, podendo, então, esse aneurisma, ter começado a se formar na juventude do paciente (IBRAHIM, 2006).

CAPÍTULO 4

4 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

4.1 Sistema mecânico

A parte experimental é de fundamental importância na validação dos resultados da simulação numérica.

A primeira etapa do trabalho é a concepção e a construção de um sistema experimental capaz de reproduzir com aproximações satisfatórias o escoamento sanguíneo em artérias e reproduzir parcialmente o sistema circulatório humano. No aparato experimental um fluido circulará entre uma tubulação em um sentido único imposto por uma bomba de deslocamento positivo. Na segunda etapa serão efetuados testes experimentais em uma área de teste situada logo após esta bomba. Esta área de teste possui características físicas semelhantes a de uma aorta.

Na Figura 14 (à direita) tem-se uma representação esquemática das particularidades da construção deste experimento e à esquerda uma foto global com uma visão frontal do experimento. Na sequência são apresentadas informações detalhadas sobre a circulação do fluido pelo mesmo.

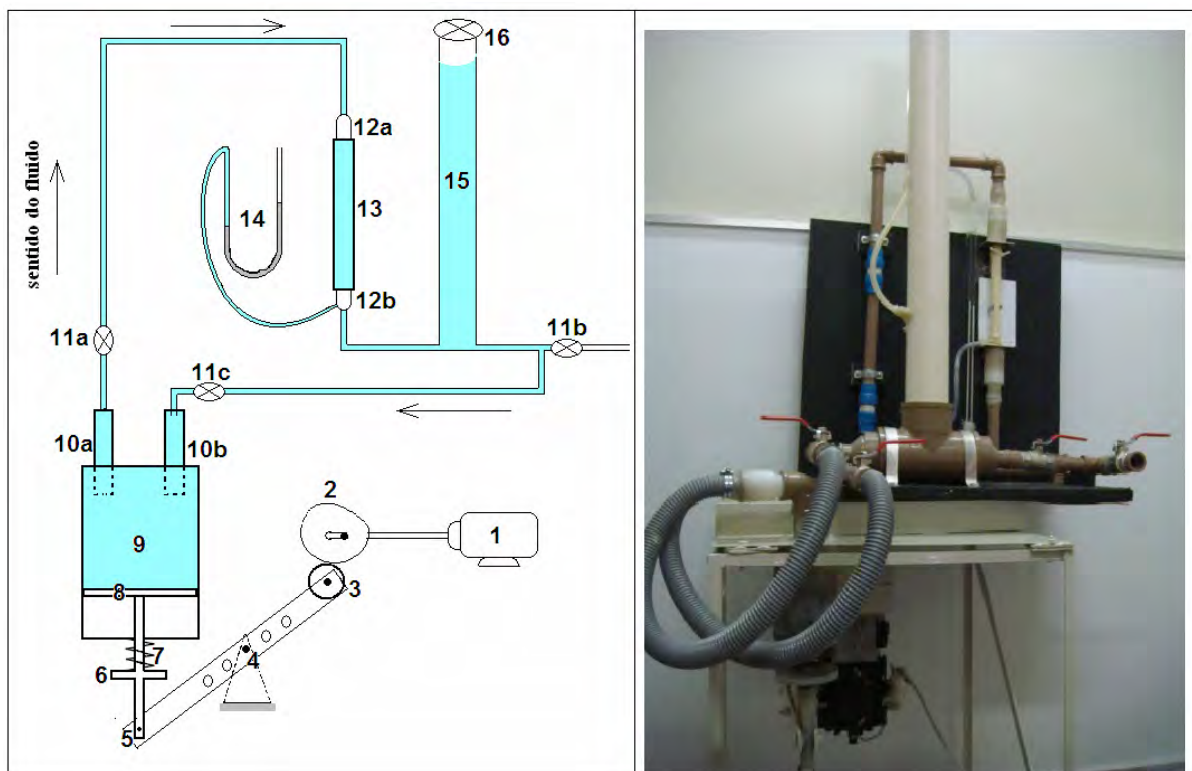


Figura 14: Esquema de uma representação global do sistema(à direita), e a esquerda uma foto global com uma visão frontal do experimento.

Os elementos citados na Figura 14 á esquerda, representam:

- 1-Motor (com rotação de 60 rpm, potencia de 0,5 C.V. e frequência de 60 Hz);
- 2-Came;
- 3-Seguidor de rolete;
- 4- Apoio fixo com possíveis ajustes;
- 5- Articulação;
- 6- Base de fixação da mola;
- 7-Mola;
- 8-Pistão;
- 9- Camisa do pistão;
- 10a-Válvula de entrada da bomba de deslocamento positivo;
- 10b-Válvula de saída da bomba de deslocamento positivo;
- 11a- Válvula de controle de saída do fluido;
- 11b- Válvula de drenagem;
- 11c- Válvula de controle de saída do fluido;
- 12a-Elemento de fixação do tubo de látex;
- 12b-Elemento de fixação do tubo de látex e entrada da tomada de pressão;

13-Tubo de látex;

14-Manômetro;

15- Tubo de complacência;

16-Válvula de ajuste da complacência;

O aparato experimental consiste na construção de um sistema próximo a um sistema circulatório humano, em que o coração é representado por uma bomba de deslocamento positivo, com duas válvulas, uma de entrada (10a) e outra de saída (10b), representando a válvula mitral e tricúspide, e o tubo de látex (13) representa a artéria torácica. É importante ressaltar que o tubo de látex está na posição vertical para que o fluido escoe na direção de cima para baixo, como o que acontece no sistema circulatório humano quando a pessoa está em pé ou sentada. Um tubo de complacência (15) foi acoplado ao sistema circulatório para simular uma perda de carga do sistema.

Para garantir que a bomba de deslocamento positivo bombeie o fluido em um regime semelhante ao coração humano, uma came (2) foi conectada a um motor (com rotação de 60 rpm, potencia de 0,5 C.V. e frequência de 60 Hz). A came está conectada a um seguidor de rolete (3) que impulsiona o pistão da bomba num movimento retilíneo alternativo através de um elemento intermediário de transmissão de movimento (4) cuja inércia foi desconsiderada. Uma mola (7) colocada no cabo do pistão garante que a came esteja sempre em contato com o rolete do seguidor.

Nesse sistema, o fluido escoar no sentido horário saindo da válvula 10a e retornando pela válvula 10b. O fluido que está na câmara da bomba de deslocamento positivo passa pela válvula 10a quando, na sequência, pode ser regulado o volume desejado de fluido que entrará no sistema como auxílio da válvula 11a. Logo após o tubo de látex, há um elemento para sua fixação (12b), e uma entrada para a tomada de pressão que será lida como auxílio de um manômetro (14), que tem uma de suas extremidades aberta. Um tubo de complacência (15) está logo na sequência, e a válvula (16) tem a finalidade de ajustar a perda de carga do sistema controlando a entrada de ar no tubo de complacência. A válvula 11b, quando aberta com o sistema em funcionamento, pode medir a vazão real do sistema e, quando aberta o fluido passa pela válvula 11c que controla o volume de fluido que pode chegar até a válvula 10b, que permite que o fluido entre na bomba de deslocamento positivo.

Assim, o fluido entra novamente na câmara da bomba de deslocamento positivo realizando um novo ciclo.

4.2 Materiais utilizados na construção do mecanismo

Todas as peças envolvidas no experimento e a bancada onde será fixado o experimento foram projetadas separadamente no programa Solidworks , logo após foram unidas no mesmo programa para formar um todo e também com o auxílio deste software foram feitas simulações de algumas partes do projeto.

Todas as peças são unidas com rosca para que tenhamos uma melhor precisão e também foram projetadas de maneira que possibilite um futuro reparo em qualquer que seja o local

As peças do sistema que formarão o restante do sistema circulatório, assim como o sistema que gera a capacitância do sistema será uma tubulação hidráulica comercial com finalidade de baratear custos e facilitar a montagem do aparato.

Para simular a aorta, local onde serão realizados os estudos, um tubo de látex com dimensões (diâmetro interno e externo) próximas de uma aorta foi confeccionado especialmente para este projeto. A escolha do látex é pelo fato do mesmo possuir um módulo de elasticidade próximo a da aorta. Segundo pesquisadores da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e da Universidade de São Paulo estudos com próteses de látex no sistema arterial têm mostrado bons resultados, pois um diferencial da prótese extraída do látex é a capacidade de reproduzir a elasticidade das artérias (FREITAS, 2001)

O módulo de elasticidade do látex é próximo de $1,0587 \times 10^6$ Pa, valor bem próximo do módulo de elasticidade da aorta que pode variar entre 10^5 e 10^6 Pa (CANIC et al., 2004). A Figura 15 ilustra o tubo de látex que foi confeccionado sob medida para este experimento com um diâmetro de 21 mm.

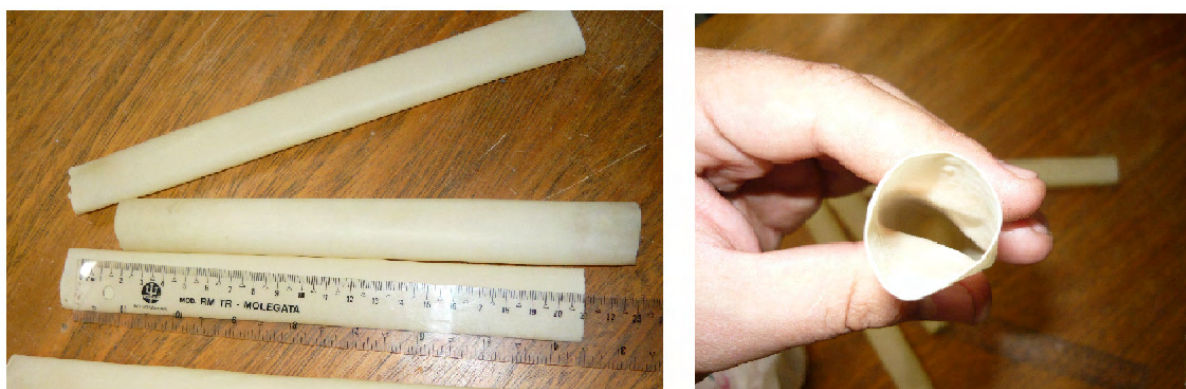


Figura 15: Tubos de látex utilizados no experimento

4.3 Confeção das peças

4.3.1 Construção da bomba de deslocamento positivo

O coração foi representado por uma bomba de deslocamento positivo que consta de êmbolo de volume útil similar à de um coração humano, no qual o pistão é movimentado por um motor de passo que estará conectado a uma Came. Na parte superior do êmbolo, duas válvulas de entrada e saída de fluido serão conectadas. A figura 16 mostra a bomba de deslocamento positivo com as válvulas de entrada e saída de fluido projetado no programa Solidworks.

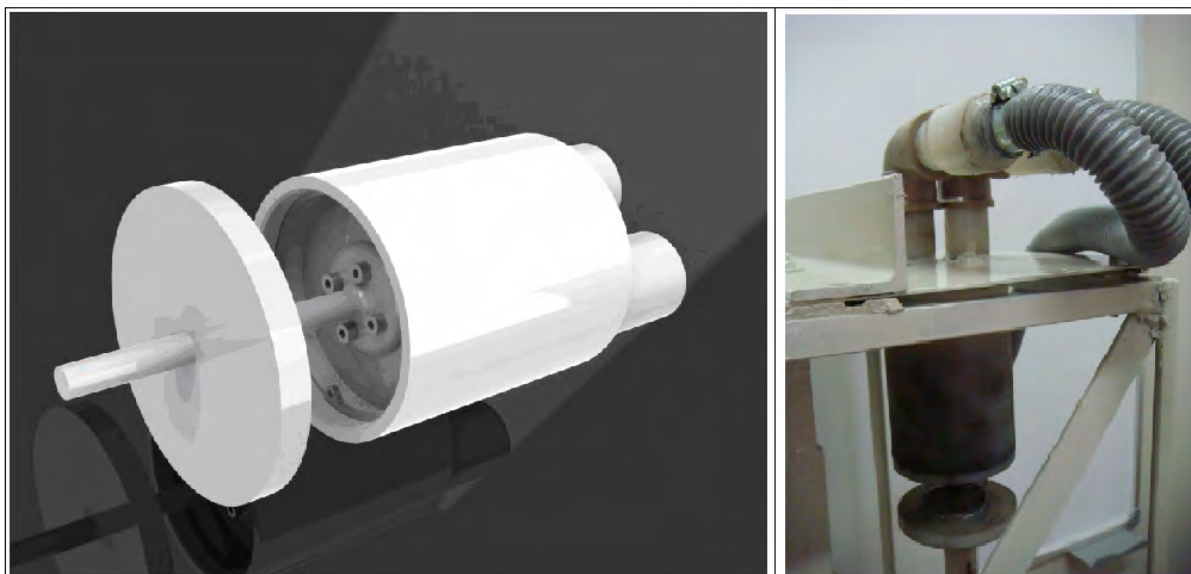


Figura 16: Bomba de deslocamento positivo com as válvulas de entrada e saída de fluido. A direita o projeto no programa Solidworks e a esquerda uma foto da bomba já acoplada no sistema.

4.3.1.1 Usinagem da camisa.

Inicialmente, um tarugo maciço e cilíndrico de Nylon Technyl de 90 mm de diâmetro e com aproximadamente 150 mm de comprimento foi usinado externamente para garantir que fique uniforme, visto que o tarugo bruto tem sempre um diâmetro um pouco maior, como mostrado na Figura 17.

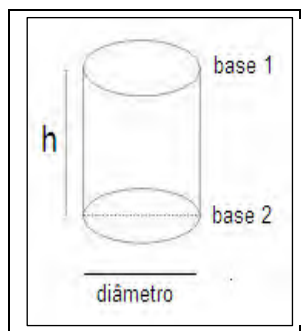


Figura 17: Vista frontal do tarugo.

Depois de faceada a base 1, foi faceado a base 2 até conseguirmos o comprimento desejado no projeto de 130mm.

A retirada de material para que se forme uma concavidade de 80 mm de diâmetro e 100 mm de comprimento foi uma das etapas mais demoradas, visto que as ferramentas são limitadas. Assim obtive-se uma espécie de um copo cilíndrico (como mostrado na Figura 18) cuja parede das bordas tem espessura de 5 mm.

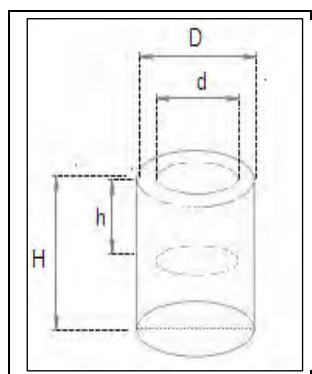


Figura 18: Vista frontal da camisa do êmbolo já usinado.

Para finalizar a construção do êmbolo, dois furos passantes de 35 mm de diâmetro cujos centros distam 45mm foram usinados onde, posteriormente serão encaixando as duas válvulas, como mostrado no desenho técnico mostrado na Figura 19 e 20.

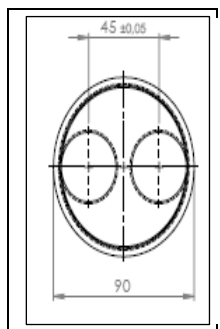


Figura 19: Desenho técnico feito em Solidworks da vista superior da camisa do êmbolo.

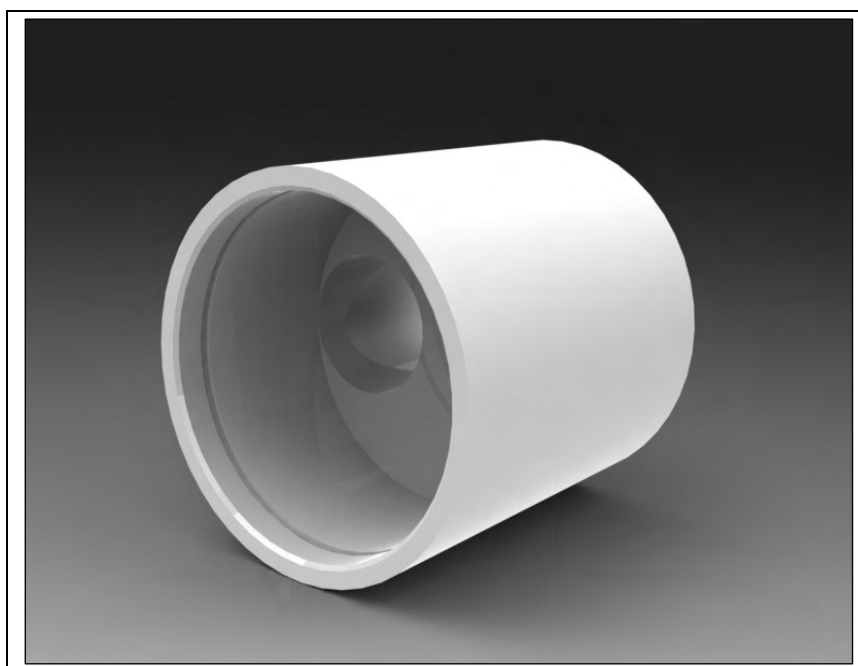


Figura 20: Desenho do projeto da camisa do pistão feito no programa Solidworks.

4.3.1.2 Usinagem do pistão.

O pistão foi confeccionado em duas partes: Na primeira, um cilindro de diâmetro de 80 mm e altura 10 mm com um pequeno sulco de 75,6mm de diâmetro onde será encaixado um o'ring de vedação. Na vista superior desse pequeno cilindro existem quatro furos não passantes onde será parafusada uma haste como mostrado na Figura 21.

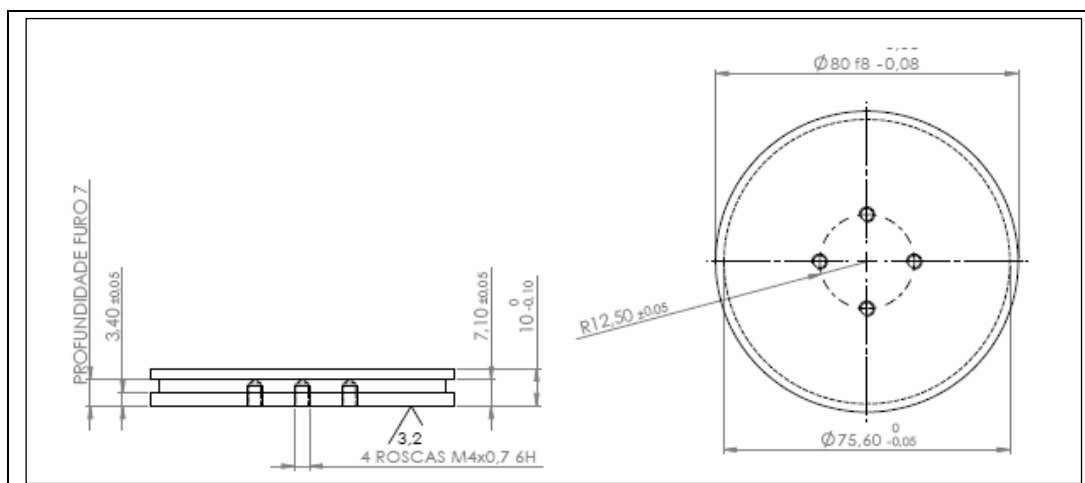


Figura 21: Desenho técnico feito em Solidworks da vista frontal e vista superior da primeira parte do pistão.

Na segunda, uma haste de 100 mm de comprimento e de 10 mm de diâmetro onde será conectado este cilindro com o anel de retenção. Os primeiros 90 mm desta haste possuem rosca para acoplar uma mola cuja finalidade será mais detalhada nos próximos passos como mostrado na Figura 22 e 23.

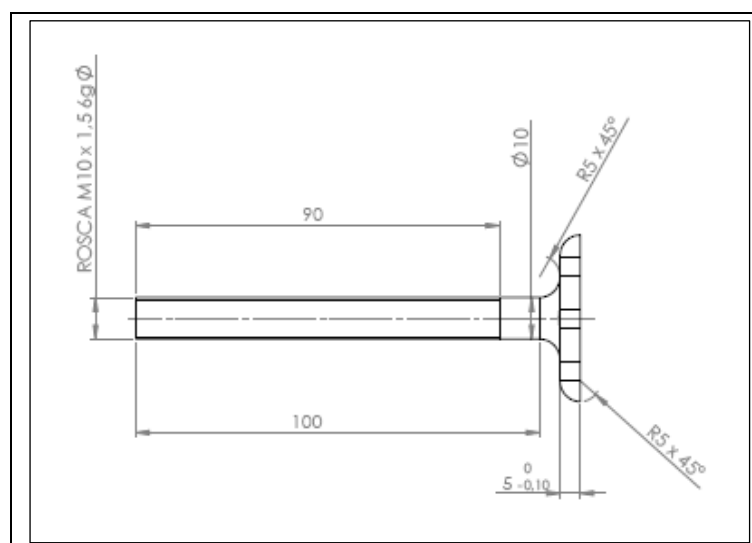


Figura 22: Vista frontal da haste do desenho técnico feito no programa Solidworks.

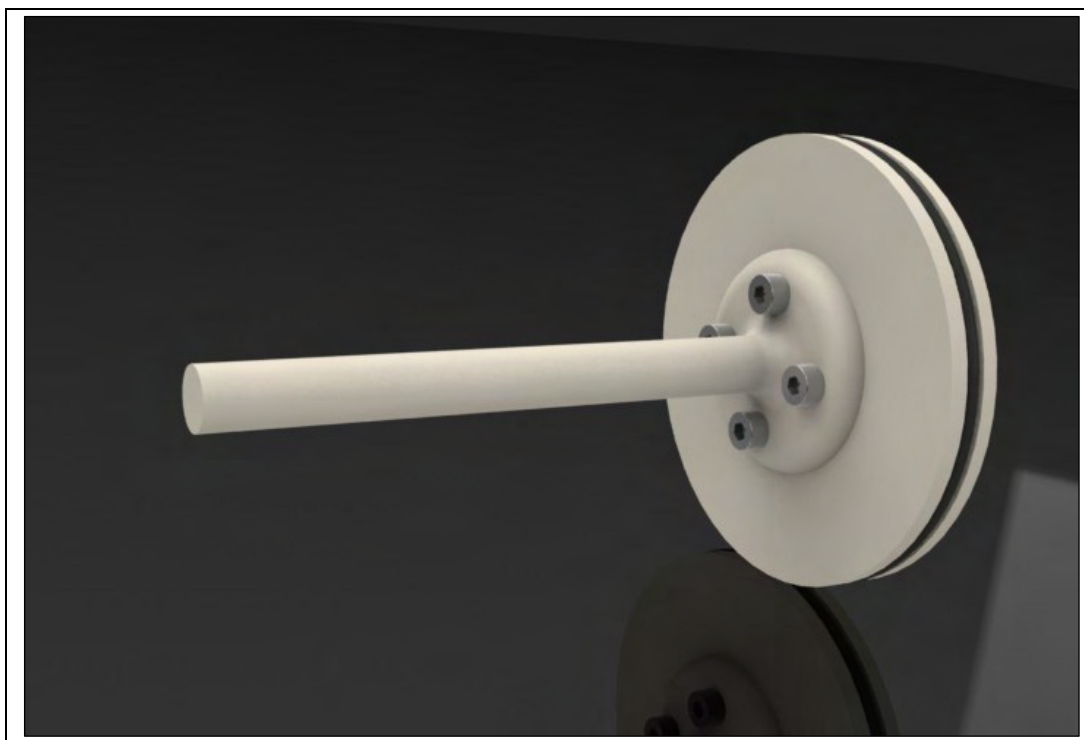


Figura 23: Desenho gerado pelo programa Solidworks do pistão.

4.3.1.3 A came

Came é um elemento de máquina cuja superfície tem um formato especial. Normalmente, há um excêntrico, isto é, essa superfície possui uma excentricidade que produz movimento num segundo elemento denominado seguidor como pode ser visto na Figura 24.

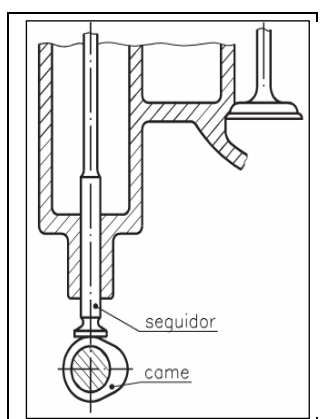


Figura 24: Desenho da came e do seguidor feito no programa Solidworks.

À medida que a came vai girando, o seguidor sobe e desce. A Figura 25 ilustra dois momentos desse movimento.

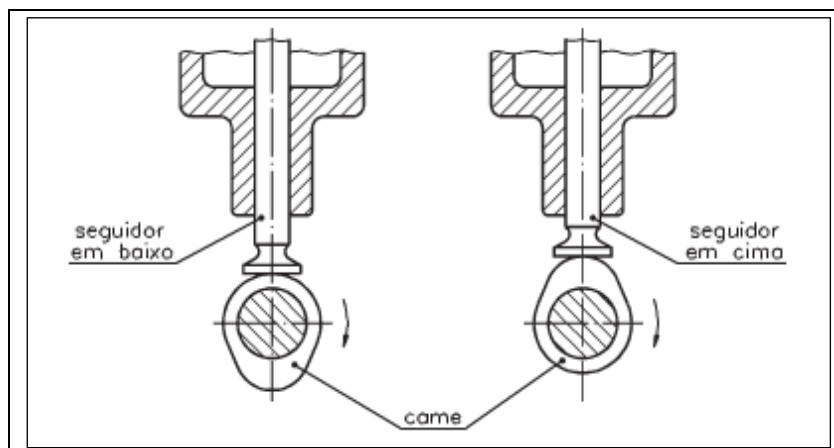


Figura 25: Desenho da came e do seguidor em duas posições (em cima e em baixo) feito no programa Solidworks.

As cames geralmente se classificam nos seguintes tipos: de disco, de tambor, frontal e de quadro.

A came utilizada neste experimento será de disco com extremidade de rolo. É rotativa e excêntrica e consta de um disco, devidamente perfilado, que gira com velocidade constante, fixado a um eixo. O eixo comanda o movimento alternativo axial periódico de uma haste denominada seguidor como pode ser observado no esquema da Figura 26.

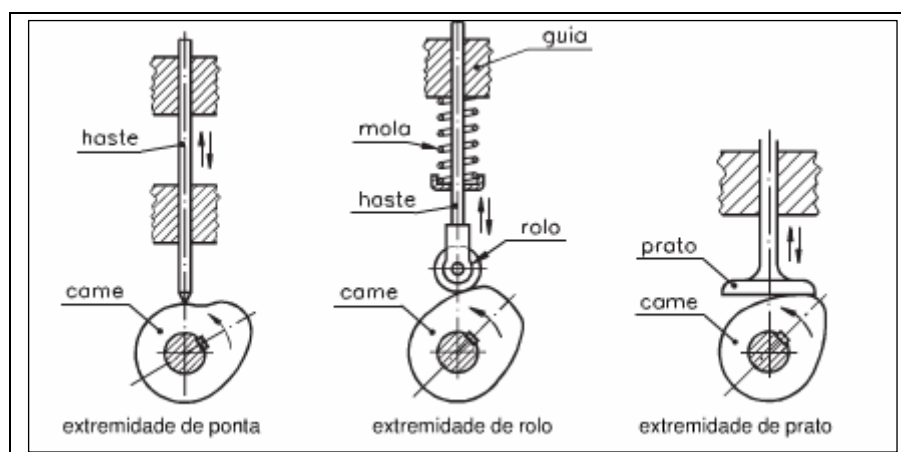


Figura 26: Desenho dos tipos de cames de tambor com extremidades de ponta, de rolo e de prato feito no programa Solidworks.

O disco, ao girar, apresenta seus contornos excêntricos, com raios variáveis. A haste desloca-se conforme o movimento dado pela excentricidade ou pela diferença desses raios como observa-se na Figura 27.

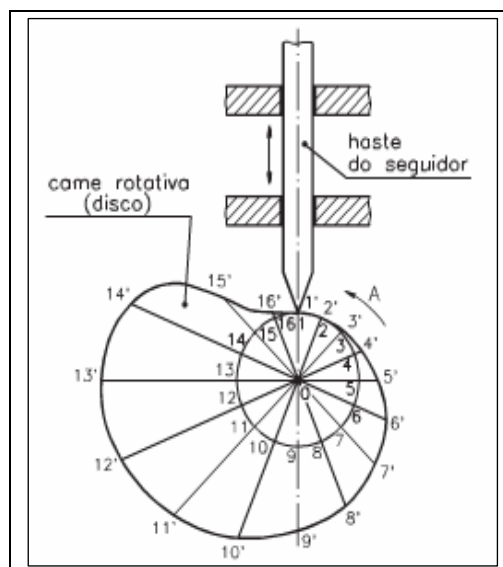


Figura 27: Desenho feito em Solidworks do esquema do deslocamento da haste devido à excentricidade da came.

Verifica-se que, quando a came gira no sentido da seta A, o seguidor toca a came nos pontos 1', 2', 3', 4'..., retornando ao ponto 1', após uma volta completa. Para obter o diagrama da came, basta retificar a circunferência de raio 0-1 da Figura 27 como mostrado na ilustração da Figura 28.

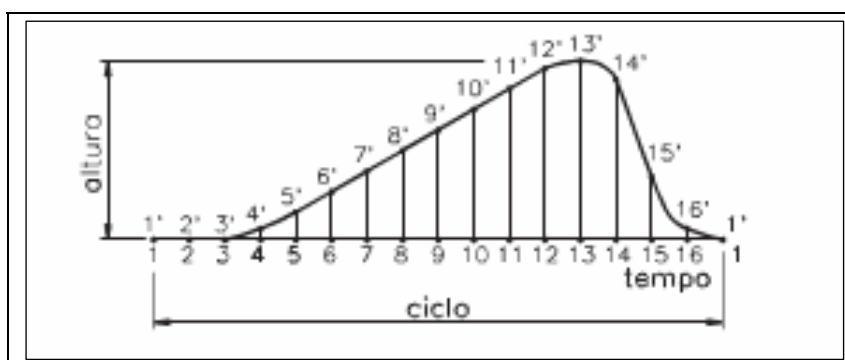


Figura 28: Desenho feito em Solidworks do esquema do deslocamento da haste devido à excentricidade da came em função de um ciclo completo.

Nesse desenho, o ciclo corresponde à circunferência de raio 0-1 retificada. A linha formada pelos pontos 1', 2', 3', 4', ... 1', corresponde à curva descrita pelo seguidor, na qual as alturas 1-1', 2-2', 3-3', 4-4', 5-5', ... 1-1', correspondem às distâncias da circunferência de raio 0-1 até a superfície percorrida pelo seguidor na came.

A Came confeccionada para este trabalho(Figura 29) tem a finalidade de gerar uma curva de pressão próxima à de uma pessoa sadia em condições normais.

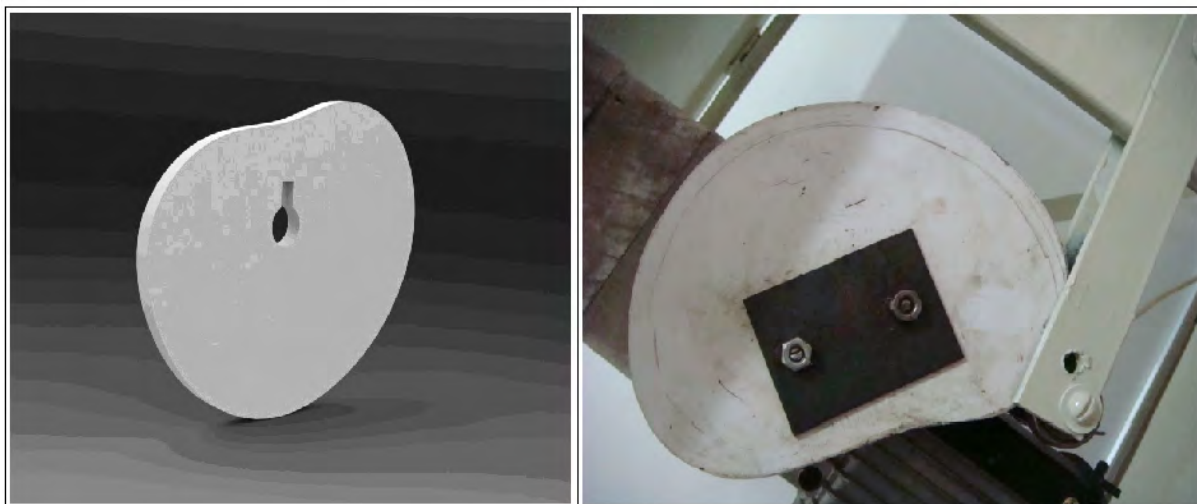


Figura 29: Desenho gerado pelo programa Solidworks da came (a direita) e foto da came já acoplado ao sistema(à esquerda).

O volume de sangue acumulado na aorta infrarrenal, que representa o ciclo cardíaco, é fornecido por um cilindro hidráulico. O volume do cilindro é conhecido. Por sua vez, o cilindro é acionado por um mecanismo do tipo came-seguidor. Este tipo de mecanismo foi selecionado pela sua capacidade e versatilidade para garantir o perfil do movimento complexo, devido ao ciclo cardíaco. Deste modo, a partir do volume de sangue acumulado na aorta infrarrenal, o deslocamento do seguidor é calculado usando a seguinte relação: $s = f(V, d)$, em que s é o deslocamento seguidor, V representa o acumulado do volume de sangue e d é o diâmetro do cilindro. No presente estudo, o período do ciclo cardíaco é considerado igual a 1 segundo, o que corresponde a 60 bpm. Assim, o diagrama de deslocamento seguidor, que inclui as três fases diferentes de escoamento de sangue, pode ser representado como é ilustrado na Figura 30.

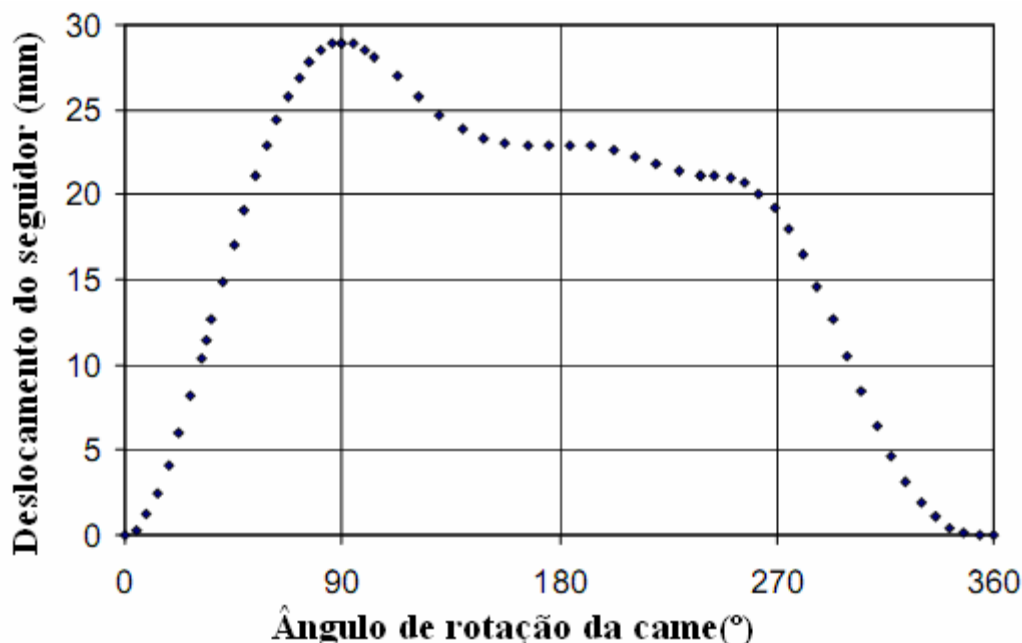


Figura 30: Diagrama do seguidor em função do deslocamento de sangue (Fonte: T aylor C.A.).

A sequência do movimento do seguidor é descrito por uma subida, seguido por duas descidas. A subida está relacionada ao retorno do cilindro forçado pelo seguidor, e as duas descidas estão associadas com o avanço do cilindro. No início da fase de retorno, o cilindro está cheio de fluido e esse fluido é fornecido ao sistema. Por outro lado, na fase de avanço, o cilindro é preenchido com o fluido do sistema.

O aumento, que corresponde ao fluido bombeado da bomba de deslocamento positivo ao sistema, é representado pelo intervalo de ângulo de rotação da came de 0-90°, e o deslocamento máximo do seguidor será igual a 28,52 milímetros. A primeira queda representa a inversão do escoamento de fluido, que começa em 90° e tem 148,5° de amplitude. A segunda queda corresponde à aspiração de fluido novo do tanque. Esta fase tem uma amplitude igual a 121,5° que corresponde ao final do processo completo de rotação da came.

4.3.1.4 As válvulas de retenção

As válvulas de retenção representam a válvula mitral e a válvula tricúspide. Uma tem a função de impedir que o fluido bombeado pela bomba de deslocamento positivo retorne (válvula de saída), e a outra só permite que o fluido de retorno (sangue venoso) chegue ao coração pela válvula de entrada. O funcionamento dessas válvulas é basicamente igual. Ambas funcionarão na posição vertical, mas se diferem no sentido em que o escoamento pode

caminhar. Essas válvulas possuem um mecanismo que permite o controle do refluxo do fluido, pois, o mínimo que seja, há um pequeno refluxo em qualquer coração sadio. Também esse mecanismo dá-nos a opção de estudar um coração com insuficiência valvular como a estenose e a regurgitação.

A idéia inicial era de dois cilindros ocios de 35 mm de diâmetro externo, sendo um com 25 mm de diâmetro externo e com 65mm de comprimento no qual uma esfera de diâmetro 22 mm se deslocasse livremente no sentido vertical unido com outro cilindro de mesmo raio externo e raio interno de 15 mm. Dessa forma, quando a esfera movida pelo fluido se deslocasse verticalmente de cima para baixo impediria a passagem do fluido. Quando o fluido retornasse no sentido de baixo para cima, passaria entre a esfera e as paredes internas. Qualquer movimentação da esfera, exceto na vertical acarretaria um atraso em cessar o escoamento. Para garantir que a esfera caminhe somente na direção vertical, será necessário que a diferença entre diâmetro interno do cilindro e o diâmetro da esfera seja o menor possível, impedindo a movimentação do fluido. Pode-se observar com mais detalhes o projeto das válvulas nas figuras 31 e 32.

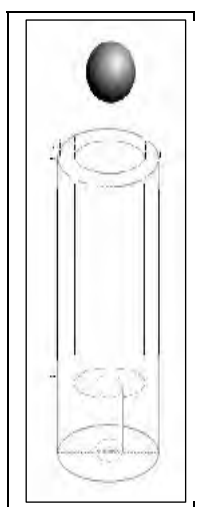


Figura 31: Primeira idealização da válvula.

Para corrigir esse problema, a solução foi confeccionar o diâmetro interno do cilindro com 23 mm e guias em forma de furos para auxiliar a passagem do fluido como mostrado na Figura 32.

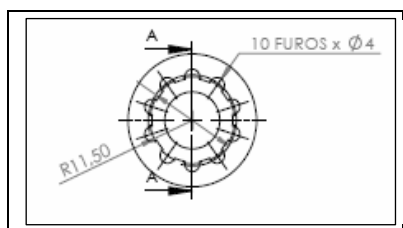


Figura 32: Desenho técnico feito no programa Solidworks da vista superior da válvula.

4.3.1.4.1 Usinagem das válvulas

A partir de um tarugo maciço e cilíndrico de technyl de 45mm foi usinado um cilindro de 35 mm de diâmetro e com 95mm de comprimento. Em vez de se unirem os dois cilindros como previsto anteriormente, a válvula foi feita com um único tarugo para garantir eficácia da peça já que ele tem grande importância para o conjunto. Em uma das bases (base um) desse cilindro fora traçado uma circunferência (concêntrica) auxiliar de 11,5mm de diâmetro. Dez furos de 64 mm de comprimento e 4mm de diâmetro foram feitos no centro nessa circunferência de maneira a ficarem igualmente espaçados pela circunferência.

No centro de uma das bases do cilindro, foi construído um furo centralizado de 64mm de comprimento e com 23 mm de diâmetro e, na outra base, um furo passante e centralizado de 15mm de diâmetro como mostrado na Figura 33.

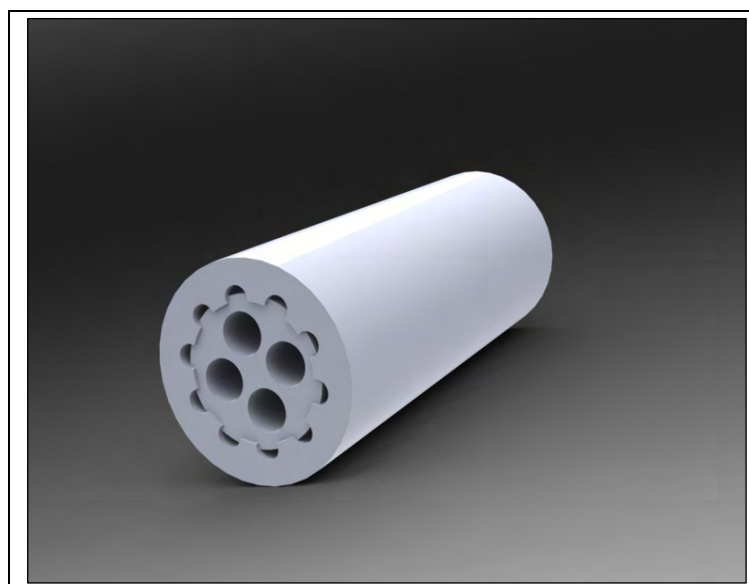


Figura 33: Desenho gerado pelo programa Solidworks da válvula montada.

4.4 Tubos elásticos e rígidos

Os tubos elásticos representam a aorta torácica, e os tubos rígidos representam as veias e as demais aortas. Um tubo flexível de látex com 160 mm de comprimento efetivo e aproximadamente 0,41 mm de parede será conectado ao sistema após a válvula de saída. Este tubo flexível tem geometria, dimensões e características como módulo de elástica muito próxima de uma aorta torácica, região onde se pretendem concentrar nossos estudos.

O fluido completa um ciclo quando sai de uma válvula (válvula de saída), circula pelos tubos e chega até a outra válvula (válvula de entrada), entra no êmbolo, é bombeado e sai pela válvula de saída. Para que a pressão do fluido seja maior na saída do sistema e menor no retorno, foi implantado um tubo de complacência (ou de capacitância).

4.5 Os tubos de complacência

A pressão que o sangue é bombeado é bem maior que a pressão que o sangue retorna ao coração. Isso ocorre porque o sangue bombeado entra nos órgãos e tecidos oxigenando-os, momento esse que ao perder a pressão, retorna ao pulmão para ser novamente oxigenado e bombeado pelo coração.

O tubo de complacência é responsável por realizar uma perda de carga similar ao que acontece no sistema circulatório humano. Foram conectados dois tubos de complacência ao sistema logo após o tubo de látex para proceder de forma semelhante à perda de carga da pressão sanguínea, quando o sangue irriga os órgãos vitais e os membros inferiores. Na Figura 34 (à direita) tem-se uma representação qualitativa do tubo de complacência utilizado e à esquerda uma foto do tubo de látex já acoplado ao sistema.

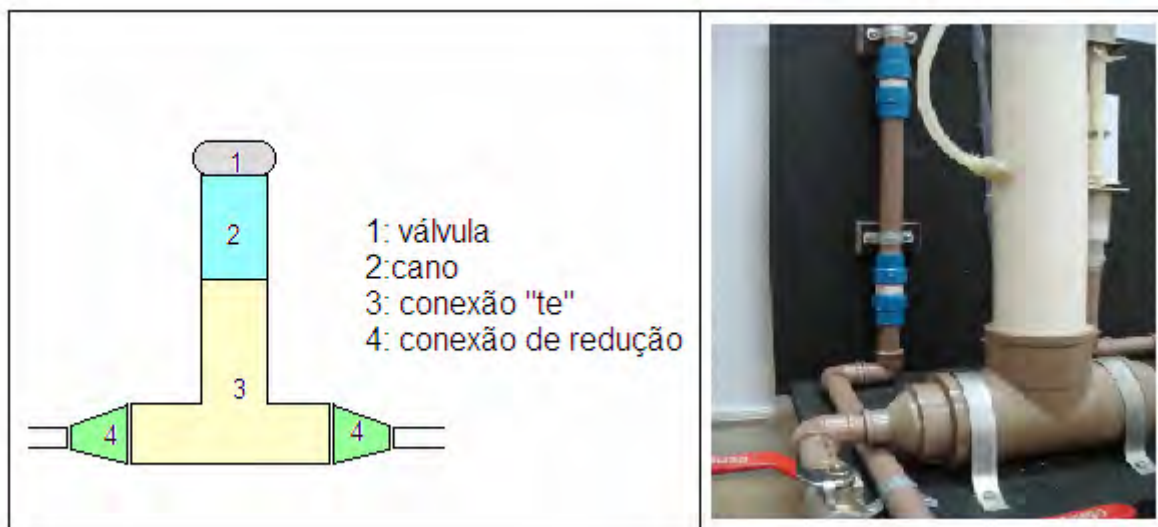


Figura 34: Representação esquemática do tubo de complacência e algumas conexões com o sistema hidráulico (à direita) e foto do tubo de complacência (à esquerda).

4.6 O manômetro

Após a cessão de teste (tubo de látex) foi conectado um manômetro no qual uma de suas extremidades é aberta. Esse sistema simula um cateter acoplado a um transdutor de pressão, sistema utilizado na medicina para medições diretas de pressão.

O manômetro de mercúrio foi construído com dois capilares paralelos e interligados por uma mangueira comum. No arranjo os tubos capilares estão na posição vertical. O mercúrio foi utilizado pelo fato de que uma das unidades usadas na medição de pressão é o milímetro de mercúrio.

Segundo Button (2008), a posição da ponta do cateter pode influenciar na medida da pressão. Neste estudo colocaremos a ponta do tubo perpendicular à velocidade do fluido como mostrado na Figura 35, de forma a medir a pressão estática.

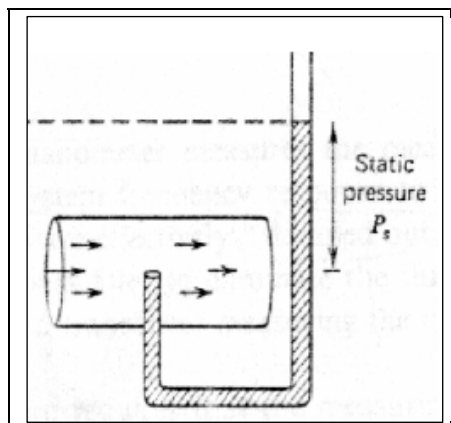


Figura 35: Cateter perpendicular à velocidade do fluido (Fonte: Button, 2008).

4.7 O fluido utilizado no experimento

As tentativas de se conseguir um fluido que substitua o sangue humano sempre foram intensas desde o século XVII, porém neste trabalho não há necessidade de trabalhar com um fluido que reproduza todas as características biológicas, químicas e físicas do sangue.

Para atingir os resultados esperados neste trabalho é necessário ter um fluido sintético que mimetize as características e propriedades físicas do sangue humano. Segundo Feijóo (2002), “O sangue conserva propriedades físicas particulares que possibilitam classificá-lo como sendo um fluido newtoniano, incompressível, laminar, rotacional e viscoso”.

O fluido do experimento será uma mistura com finalidade de mimetizar as propriedades do sangue humano, principalmente as características reológicas (densidade e viscosidade) dentre outras.

Segundo Machado (2008), bons resultados de um phantom de sangue para estudos de análise acústica, reológica e térmica são obtidos através da mistura das seguintes substâncias: Água (93,8%); Glicerina, P.A. (2,4%); Detergente-Cottoclarin MJ-(1,2%) ;Polyvinylpyrrolidone-PVP 360-(2,0%); Grafite (0,2%) ; PVC -partícula-(0,4%)

No presente trabalho será utilizado um fluido mimetizador do sangue de baixo custo e de fácil obtenção, porém eficiente. O fluido elaborado neste trabalho é constituído de seis componentes: água destilada e deionizada, pó de PVC, glicerina, detergente neutro, adoçante ZeroCal e pó de grafite. As substâncias foram colocadas em um recipiente e misturadas até que formasse uma substância homogênea. Cada componente químico tem fundamental importância para que se aproxime o máximo das características reológicas reais do sangue humano.

A água e a glicerina representam a maior parte do Phantom e são responsáveis por reproduzir uma densidade semelhante ao sangue, porém, segundo Machado et al. a glicerina é determinante na propagação ultrassônica no fluido. O agente responsável por aumentar a viscosidade cinética é o adoçante Zero Cal[®] que, segundo Coiado e Costa (2008) “não tem efeito algum sobre as propriedades físicas ou acústicas”. As partículas do pó de PVC são usadas para atenuar o ultrassom por espalhamento e também representam as hemácias do sangue.

O detergente neutro “funciona como agente antiaglutinação, evitando a formação de grumos de partículas. O pó de Grafite serve para ajustar a condutividade térmica do fluido mimetizador em valores próximos aos do sangue” diz Machado et al.(2008), que afirmaram que os valores das medições reológicas e termofísicas desse fluido estão bem próximas quando comparadas com os estudos de Ramarine et al. (1999) e com as propriedades do sangue natural humano encontradas na literatura como mostrado na Tabela 1.

Tabela 1: Composição percentual do fluido mimetizador do sangue humano (MACHADO et al., 2008).

Propriedades	Fluido PEB	Ramarine	Sangue
Densidade (Kg/m ³)	1,005 (±0,01) (25°C)	1,037 (22°C)	1,053
Viscosidade (m PaS)	4,51(±0,12) (25°C)	4,1 (22°C)	3 - 4
Condutividade Térmica (W/m.K)	0,44 (±0,32) (22,4°C)	-----	0,47
Difusividade Térmica (cm ² /s)	0,27	-----	0,23
Velocidade do ultra-som (m/s)	1,504 (25°C)	1,548 (± 5) (22°C)	1,583 (37°C)
Coefficiente de Atenuação dB/cm	0,07 (± 0,01) (25°C)	0,05 (22°C)	0,15 (37°C)
Tamanho da partícula	< 38 µm	5 µm	7 – 8 µm

Podemos observar mais alguns parâmetros e propriedades do sangue encontrados em outras fontes literárias como mostrado na Tabela 2.

Tabela 2: Valores para o sangue obtidos na literatura

Valores e Parâmetros para o Sangue		
PARAMETROS	VALOR	FONTE
Densidade (kg/m ³)	1050	ČANÍČ, et. All
Módulo de Elasticidade (Pa)	10 ⁹	FEJÓO,2002
Viscosidade dinâmica (Kg/m.s)	4 x 10 ⁻³	OKUNO et. All. 1982
Número de Reynolds	2000	HENEINE, 2000

5 METODOLOGIA

A primeira etapa deste trabalho foi a confecção do fluido mimetizador do sangue humano e a medição da espessura da parede do tubo. Dez amostras da parede do tubo de látex foram medidas com um paquímetro digital. As medidas foram tabeladas e usou-se como medida de tendência central a média aritmética. Na Tabela 3, temos os valores encontrados em cada medição e a média aritmética das amostras foi de 0,41mm com um erro de 0,01mm.

Tabela 3: Média aritmética das amostras (A1, A2, A3,..., A10) da parede do tubo de látex.

TABELA DA MÉDIA DAS AMOSTRAS DA PAREDE DO TUBO DE LÁTEX										
A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	MÉDIA
0,42	0,4	0,39	0,41	0,41	0,43	0,42	0,41	0,4	0,41	0,41

A densidade do tubo de látex é de $0,957 \text{ g/cm}^3$ e foi medido experimentalmente através de um picnômetro.

Depois de construído o arranjo experimental, preencheu-se todo o sistema com água pela abertura superior do tubo de complacência. No sistema, ainda não estava acoplado o manômetro. Ligamos o motor a uma rotação de 60 rpm e se observou que o arranjo funcionava como o foi idealizado.

A próxima etapa foi substituir a água pelo fluido citado anteriormente neste trabalho e conectar o manômetro de mercúrio após o final do tubo elástico.

A perda de carga foi ajustada através da válvula de retenção localizada na parte superior do tubo de complacência.

O motor foi ligado e desligado várias vezes para se garantirem as condições de repetibilidade do experimento.

Uma câmera foi fixada a uma distância de 150 mm do tubo de látex e do manômetro de maneira que filmasse o tubo elástico e o manômetro simultaneamente como mostrado na Figura 36.



Figura 36: Foto de parte do aparato experimental dando enfoque ao manômetro de mercúrio (à esquerda) e o tubo de látex com os pontos de referência (à direita).

Para medir o deslocamento radial da estrutura entre os pares de pontos e o deslocamento do mercúrio dentro do manômetro (Figura 36), utilizou-se uma câmera digital Sony DSC-W1 com sensor CCD taxa de captura de 30 frames/segundo. A posição da câmera foi ajustada para capturar os pontos de medição previamente designados, colocando-se pontos de referência com medida conhecida para fazer a conversão de pixel para milímetros. Posteriormente o vídeo foi dividido em quadros e cada quadro representava um ponto do sinal, ou seja um intervalo de $1/30$ segundos. Com o auxílio de um algoritmo desenvolvido em Matlab foi feito o processamento da imagem de que foram retiradas as informações necessárias para definir os deslocamentos tanto do tubo elástico como da variação da altura no manômetro de mercúrio.

Foram realizados dois experimentos, um para verificar qual o deslocamento radial do tubo de látex e outro com a clipagem do tubo de látex.

5.1 Experimento 1

A ideia do experimento 1 era verificar o deslocamento radial do tubo de látex quando sujeito a um escoamento pulsátil.

Para este experimento, três pares de pontos de referências (A,B), (C,D) e (E,F), mostrados na Figura 37, foram colocados ao longo do tubo de látex para analisar as variações do diâmetro para cada intervalo de tempo.

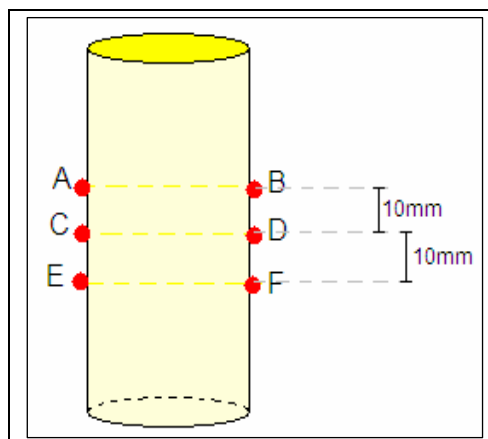


Figura 37: Esquema dos pares de pontos de referência colocados no tubo de látex utilizados para observar a variação dos diâmetros.

Devido a restrições no processo de fabricação do tubo de látex foi confeccionado um tubo com a espessura da parede de 0,41mm, bem menor que a espessura de uma artéria aorta (0,9 a 1,5mm). Devido a este fato foi realizado o primeiro teste com uma pressão bem pequena, pois, numa vazão alta o tubo de látex poderia romper-se ou sofrer uma deformação plástica. Se a parede do tubo de látex fosse confeccionada com espessura maior poderíamos colocar uma pressão e uma vazão maior, porém este trabalho visa uma análise qualitativa.

A cada experimento vazões diferentes foram testadas.

Experimento 1a:

Todas as válvulas de ajuste de vazão estavam parcialmente abertas, (ou seja a passagem do fluido estava limitado a abertura imposta as válvulas) exceto a válvula do tubo de complacência. A câmera foi acionada antes que o motor fosse ligado, pois assim tem-se como referencial o sistema estático. Posteriormente, o motor foi acionado e a câmera ficou filmando 15 segundos. A câmera foi desligada e então abriu-se a válvula drenagem por aproximadamente 20 segundos e verificou-se o volume de fluido que saiu do sistema.

Experimento 1b:

Todas as válvulas de ajuste de vazão estavam parcialmente abertas inclusive a válvula do tubo de complacência. A câmera foi acionada antes que o motor fosse ligado. Posteriormente o motor foi acionado, e a câmera ficou filmando por 15 segundos. A câmera

foi desligada e então abriu-se a válvula de drenagem por aproximadamente 20 segundos e verificamos o volume de fluido que saiu do sistema.

Experimento 1c:

Todas as válvulas de ajuste de vazão estavam totalmente abertas inclusive a válvula do tubo de complacência. Verificou-se que neste experimento o tubo de látex apresentava algumas deformações irregulares (barrigas) e consequentemente poderia se romper. Assim foi descartados os testes utilizando a vazão total imposta pelo sistema.

5.2 Experimento 2

O experimento 2 foi realizado para verificar qual a força que a parede do tubo de látex exercia sobre um clipe. É importante ressaltar que clipagens não são realizadas em aortas, mas pequenos vasos e capilares do cérebro.

Neste trabalho foi clipado um tubo de látex com raio próximo de uma aorta abdominal, mas deve-se ressaltar que não existe o procedimento cirúrgico de clipagem da aorta abdominal. A clipagem temporária ou definitiva é realizada somente em pequenos vasos sanguíneos do cérebro. Portanto, o experimento realizado foi feito em escala utilizando um clipe maior proporcional ao raio da aorta.

Os pontos de referência do experimento 1 foram removidos e no mesmo local do tubo de látex foi instalado uma espécie de clipe (Figuras 38 e 39).

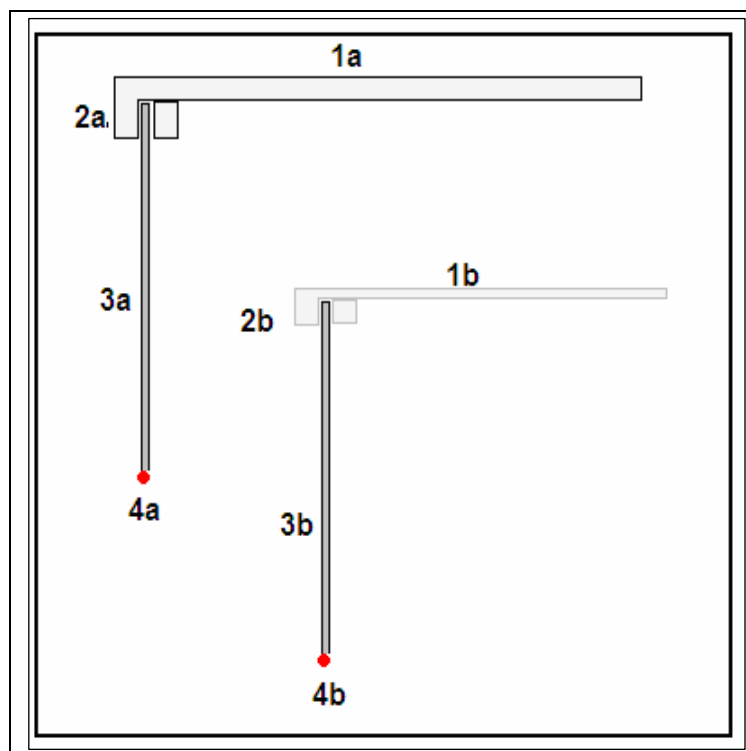


Figura 38: Esquema de montagem das chapas metálicas simulando um clipe.

Onde: 1a e 1b são as bases que serão unidas onde a base 1b pode deslizar sobre a chapa 1a de forma a possibilitar regulação entre a distância das chapas;
 2a e 2b são os engastes das chapas com a base;
 3a e 3b são chapas metálicas com rigidez previamente medidas;
 4a e 4b são os pontos de referência para a filmagem.

A Figura 39 mostra o clipe montado “abraçando” o tubo de látex em duas perspectivas, a primeira uma vista superior, e na segunda, uma vista frontal.

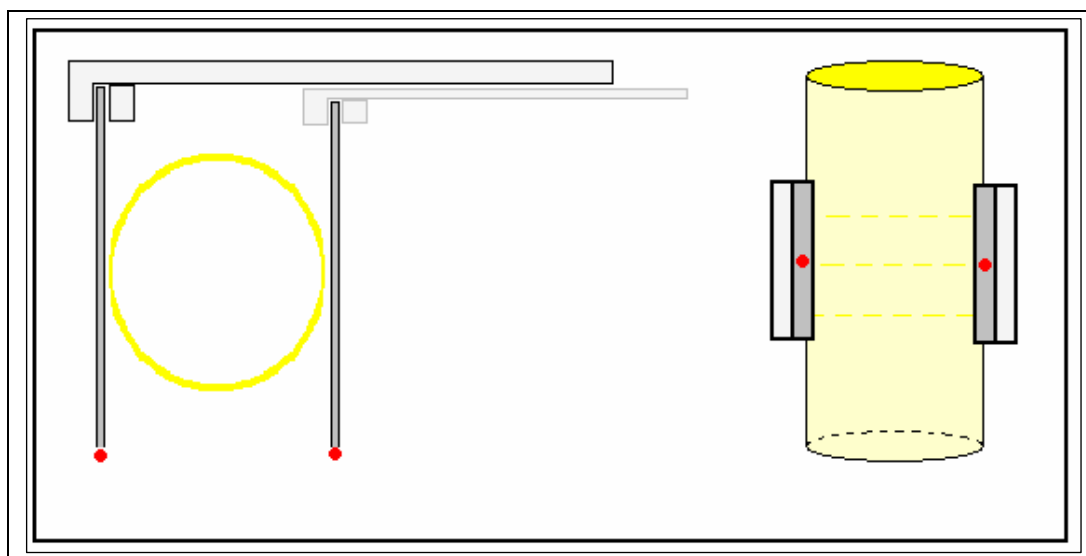


Figura 39: Vista superior e vista frontal do clipe “abraçando” o tubo de látex.

Com base nos experimentos 1a, 1b e 1c, verificou-se que no experimento 1c o tubo de látex apresentava tendências de formações de bolhas, assim saindo do regime elástico. Desta forma para o experimento de clipagem foi escolhido as condições do experimento 1b tendo em vista que este experimento teve um maior deslocamento radial já que o fluxo é maior que no experimento 1a.

A câmera foi acionada antes que o motor fosse ligado. Posteriormente o motor foi acionado e a câmera ficou filmando por 15 segundos. A câmera foi desligada e então verificamos a vazão do sistema.

Sabendo a variação média da distância entre os pontos de referência, a rigidez da chapa metálica e a distância entre o tubo de látex ao ponto de referência, foi calculado a força que a parede do tubo de látex exerce sobre o clipe como mostrado na Figura 40.

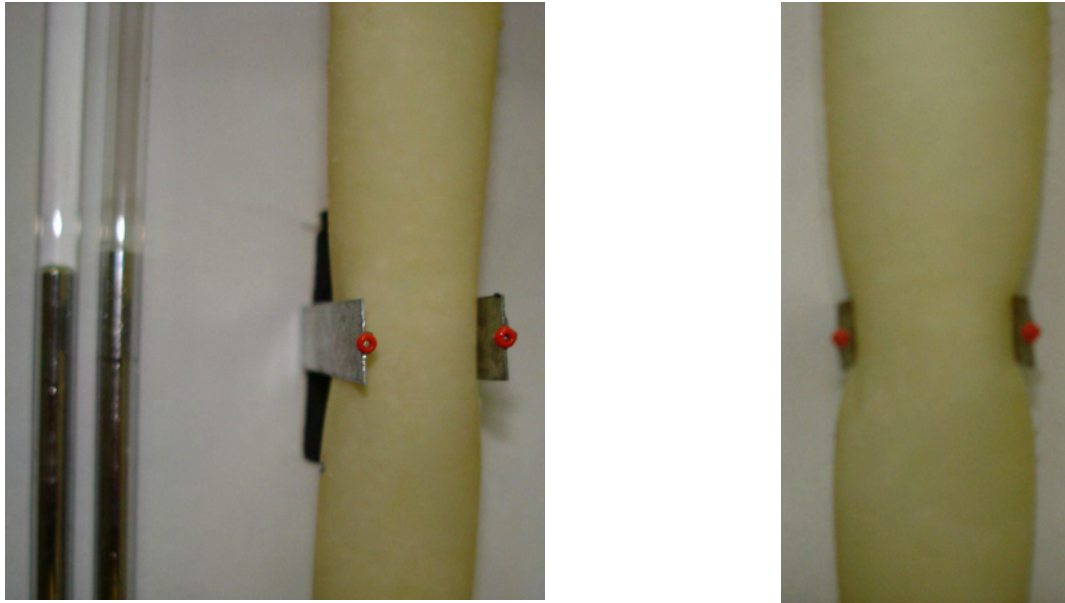


Figura 40: Experimento de clipagem: À esquerda detalhe do clipe sem deformação e à direita clipe e tubo de látex deformado.

CAPÍTULO 6

6 RESULTADOS

Após as imagens serem tratadas com o auxílio do software Matlab foram construídos alguns gráficos para uma análise detalhada dos resultados obtidos experimentalmente.

No experimento 1, mostrado na Figura 39, foi observado o comportamento simultâneo dos três pares de pontos de referência. Na Figura 43, vê-se a variação dos deslocamentos de cada par de pontos de referências (superiores: A e B, médios: C e D e inferiores: E e F) em função do tempo. O par de referências do meio está exatamente sobre o eixo da abscissa, ou seja a linha CD secciona o comprimento do tubo de látex ao meio. O eixo da ordenada é o centro do tubo de látex em um corte longitudinal ou seja a distância entre a origem (ponto P(0,0)) e o ponto D é o raio do tubo de látex que mede aproximadamente 11mm .

Na Figura 41, foi feita uma sobreposição de aproximadamente 300 quadros captados na filmagem por 10 segundos.

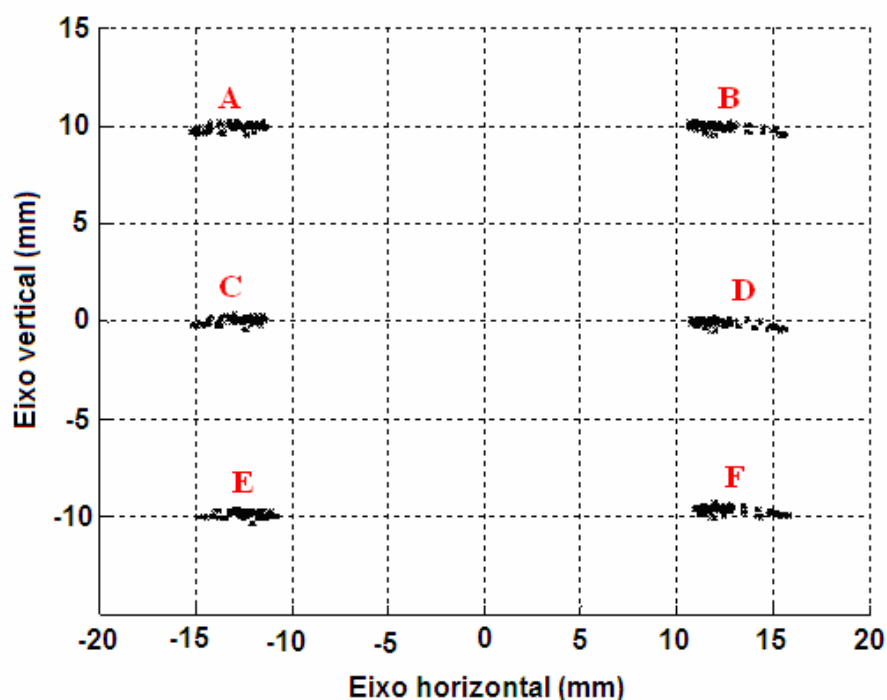


Figura 41: Gráfico da variação do deslocamento no tempo dos pontos superiores, médios e inferiores do tubo de látex.

Quando há um deslocamento radial no tubo a distância entre os pares de pontos de referencia se modifica. Quando os pares estão mais próximos significa que não houve deslocamento ou o deslocamento foi pequeno. Quando os pares estão mais afastados significa que houve um deslocamento radial maior devido ao aumento de pressão.

Observa-se que o raio do tubo de látex varia aproximadamente entre 11 e 15mm, ou seja apresenta uma variação radial de aproximadamente 4mm. Nota-se que a maior concentração de pontos se dá quando o tubo de látex apresenta um raio entre 12 e 13mm, e a menor concentração quando o tubo apresenta um raio de 13 a 15mm. Isso significa que em cada ciclo a menor parte do tempo a pressão é a máxima, ou seja, se comparado ao sistema circulatório humano o deslocamento radial máximo da aorta ocorre somente durante a sístole.

6.1 Resultado do experimento 1

6.1.1 Resultado do experimento 1a

A Figura 42 mostra a variação do diâmetro dos pontos médios do tubo de látex do resultado experimental em função do tempo.

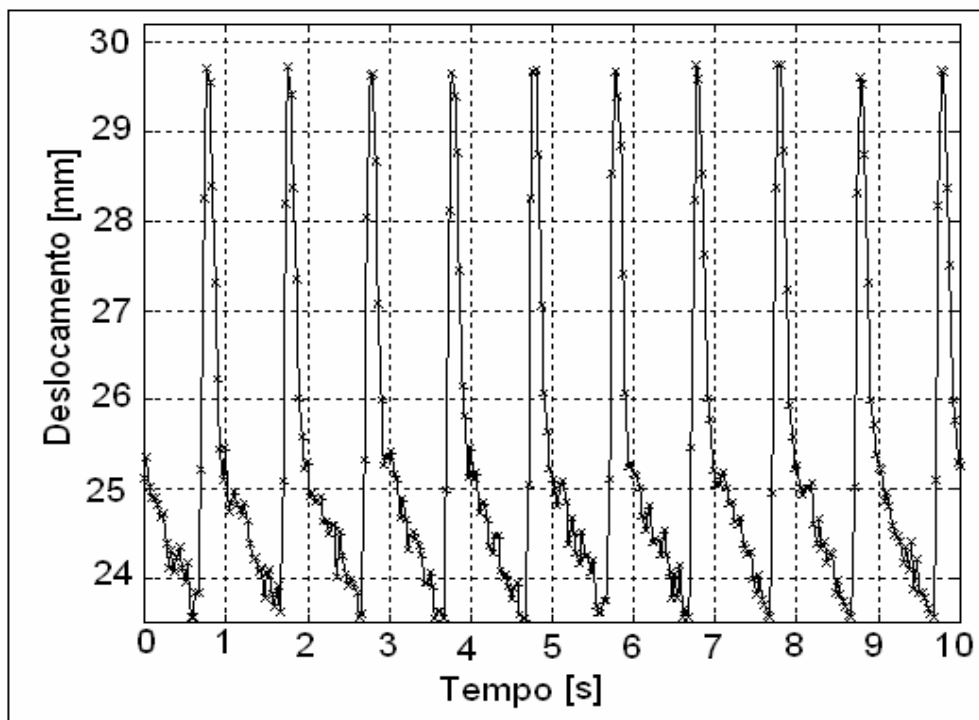


Figura 42: Variação do diâmetro dos pontos médios do tubo de látex do resultado experimental gerada pelo software Matlab.

Na Figura 43, observam-se os picos da Figura 42, que são resultados experimentais, representados pelo “x” e uma curva média entre os pontos gerada pelo Matlab.

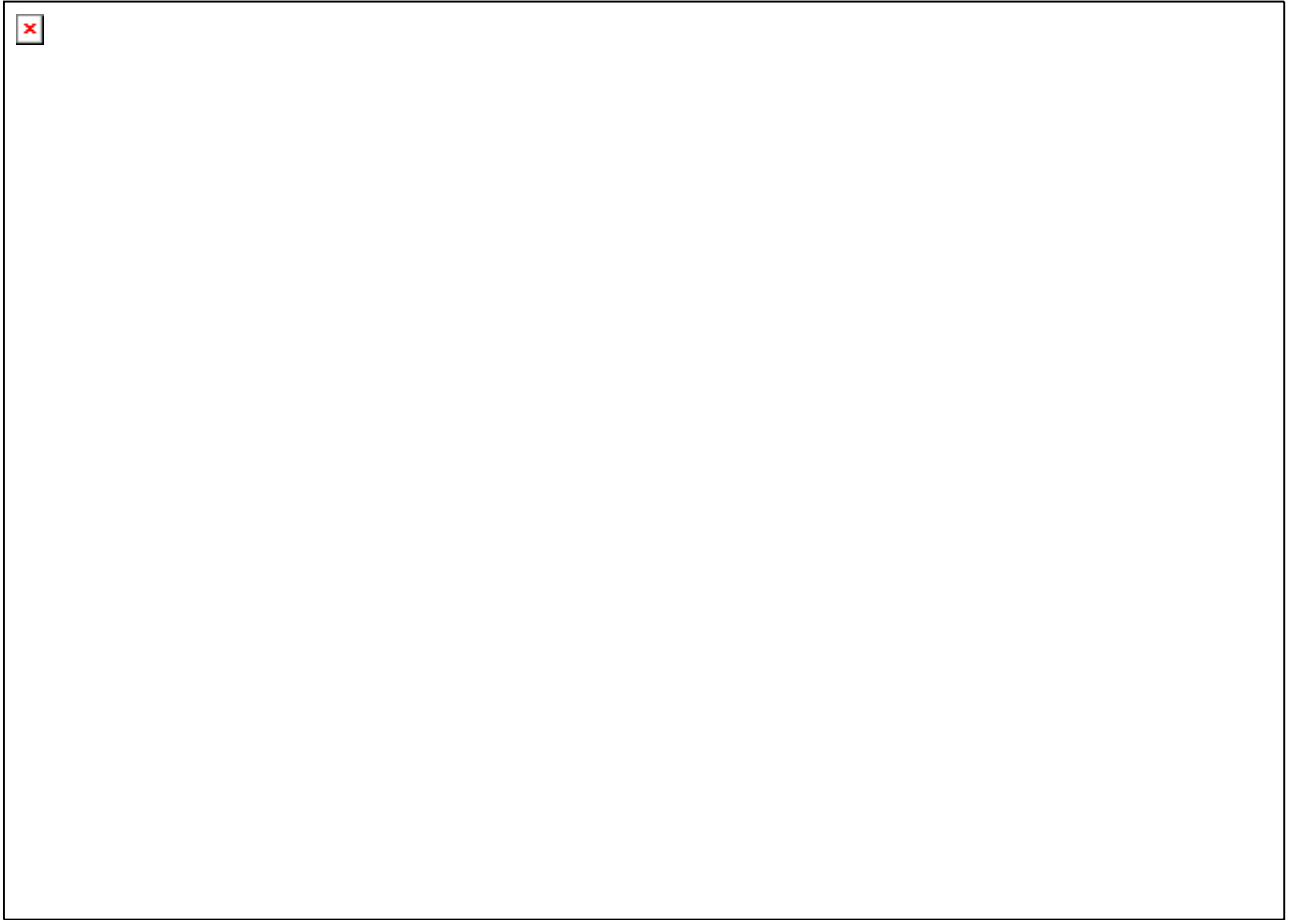


Figura 43: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de diâmetro do tubo de látex.

A Figura 44 mostra a variação dos deslocamentos radiais dos três pares de pontos de referência em função do mesmo instante de tempo, onde as cores azul, verde e vermelha representam, respectivamente, os pares de pontos de referências superiores médios e inferiores.

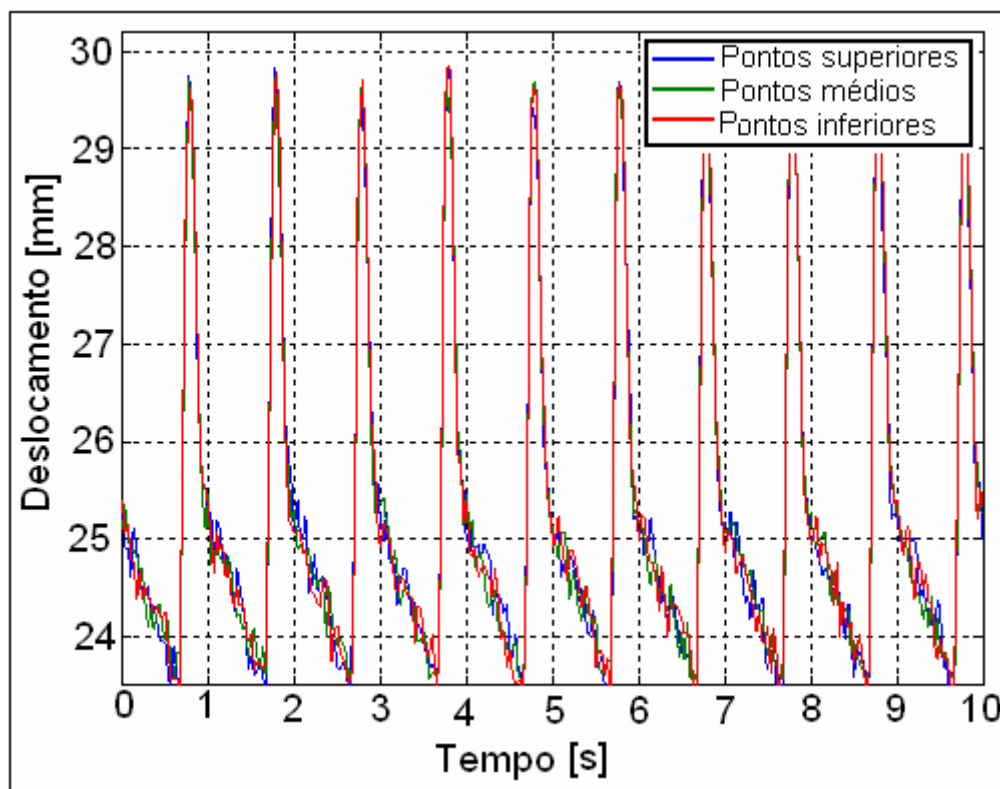


Figura 44: Comparação entre as variações dos diâmetros dos pontos superiores, médios e inferiores do tubo de látex do resultado experimental.

Pode-se observar que os três pares de pontos de referência tiveram um comportamento muito parecido, em relação ao deslocamento radial, já que os pares de pontos estavam relativamente próximos.

A Figura 45 mostra um gráfico do comportamento da pressão após o tubo de látex, indicada pelo manômetro de mercúrio, em função do tempo.

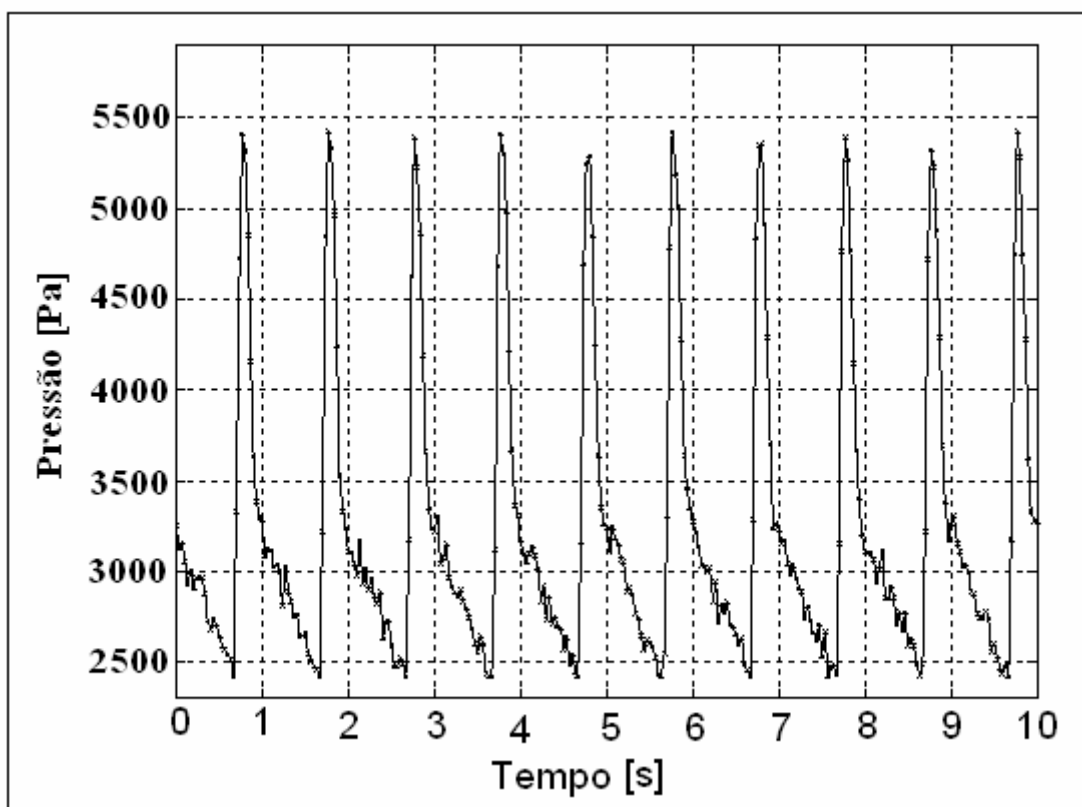


Figura 45: Comportamento da pressão indicada pelo manômetro de mercúrio em função do tempo.

Na Figura 46, observa-se os picos da Figura 45, que são resultados experimentais, representados pelo “x” e uma curva média entre os pontos gerada pelo Matlab.

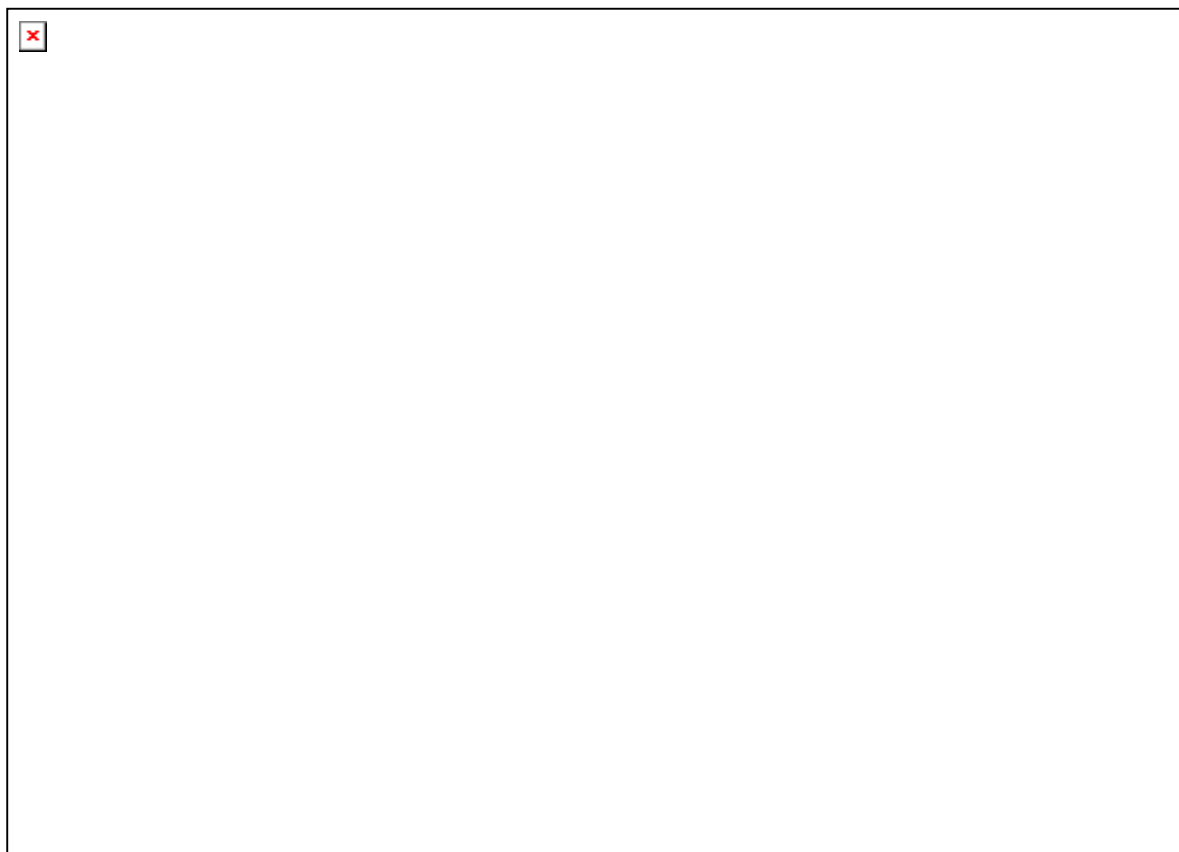


Figura 46: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de pressão.

Observamos que a cada ciclo o comportamento da curva de pressão se repete. A média aritmética da pressão máxima dos 10 pontos de máximo dos gráficos 45 e 46 foi de 5421,76 Pa (40,67 mmHg) e a média aritmética da pressão mínima dos 10 pontos de mínimo dos gráficos 48 e 47 foi de 2421,21 Pa (18,16 mmHg).

A Tabela 4 mostra a vazão quando a válvula de drenagem foi aberta. O procedimento foi realizado cinco vezes.

Tabela 4: Tabela de vazão.

Medida	Tempo [s]	Volume [L]	Vazão [L/min]
1	21,7	1,058	2,926
2	21,2	1,025	2,901
3	21,7	1,05	2,905
4	24,1	1,178	2,934
5	22,7	1,097	2,901
Média	22,28	1,0816	2,913

Observa-se que o tempo médio que a válvula ficou aberta foi de pouco mais que 22 segundos e, durante esse tempo o volume de fluido saiu do sistema foi de pouco mais que 1 litro. Consequentemente a vazão média que circulava neste experimento foi quase de 50 mililitros por segundo.

6.1.2 Resultado do experimento 1b

A Figura 47 mostra a variação do diâmetro dos pontos médios do tubo de látex do resultado experimental em função do tempo.

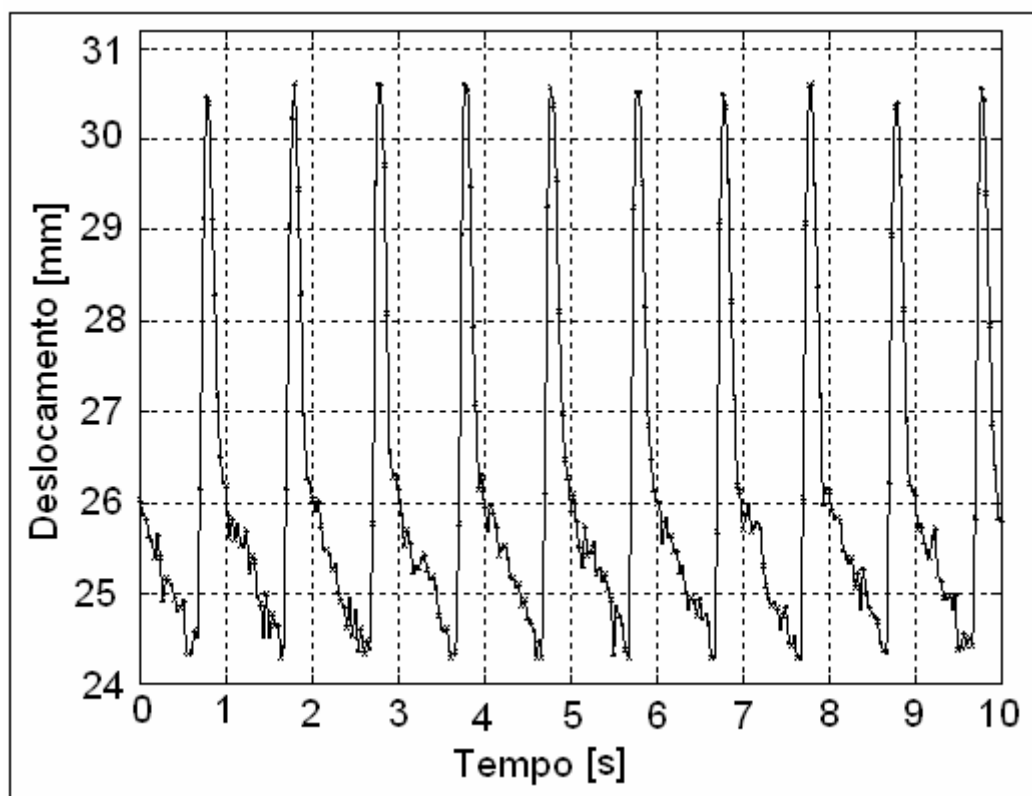


Figura 47: Variação do diâmetro dos pontos médios do tubo de látex do resultado experimental gerada pelo software Matlab.

Na Figura 48, vêem-se os picos da Figura 47, que são resultados experimentais representados pelo “x” e uma curva média entre os pontos gerada pelo Matlab.

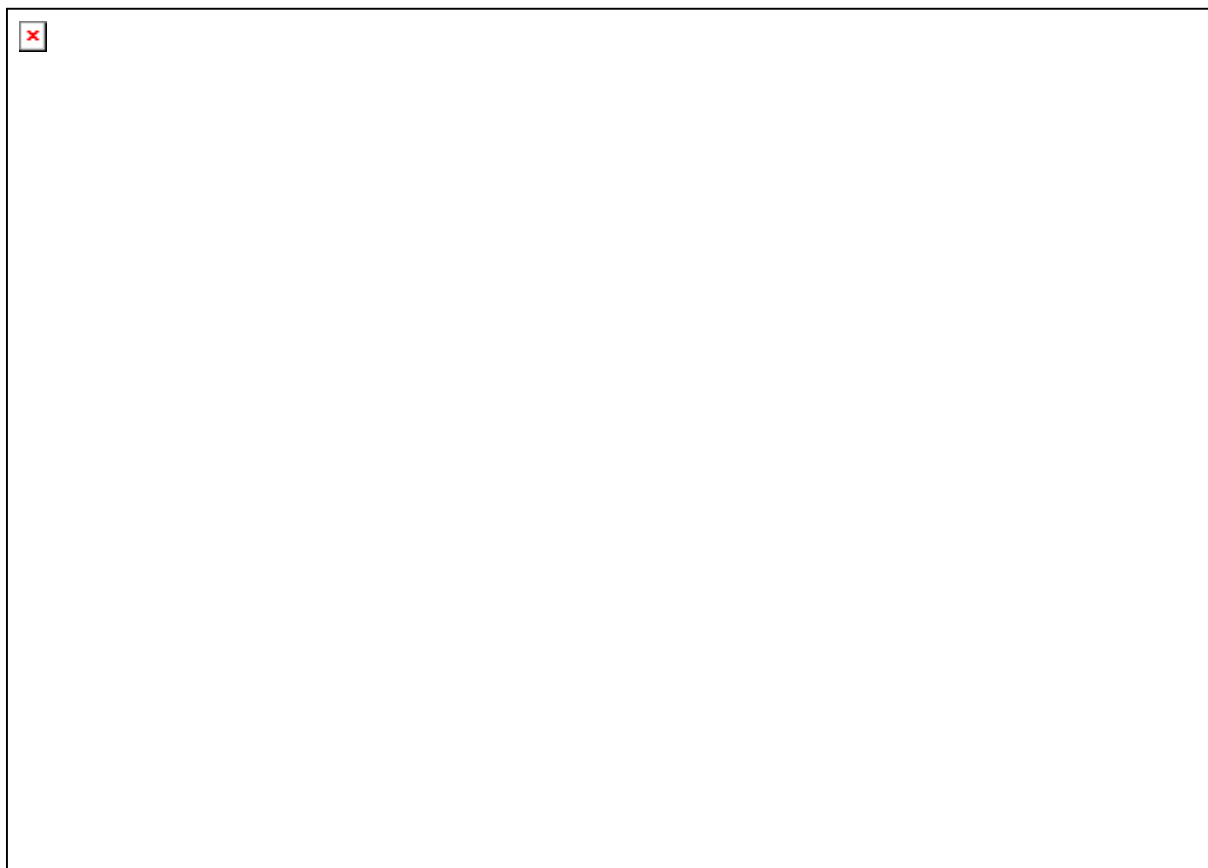


Figura 48: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de diâmetro do tubo de látex.

A Figura 49 mostra a variação dos deslocamentos radiais dos três pares de pontos de referência em função no mesmo instante de tempo, onde as cores azul, verde e vermelho representam respectivamente os pares de pontos de referências superiores médios e inferiores.

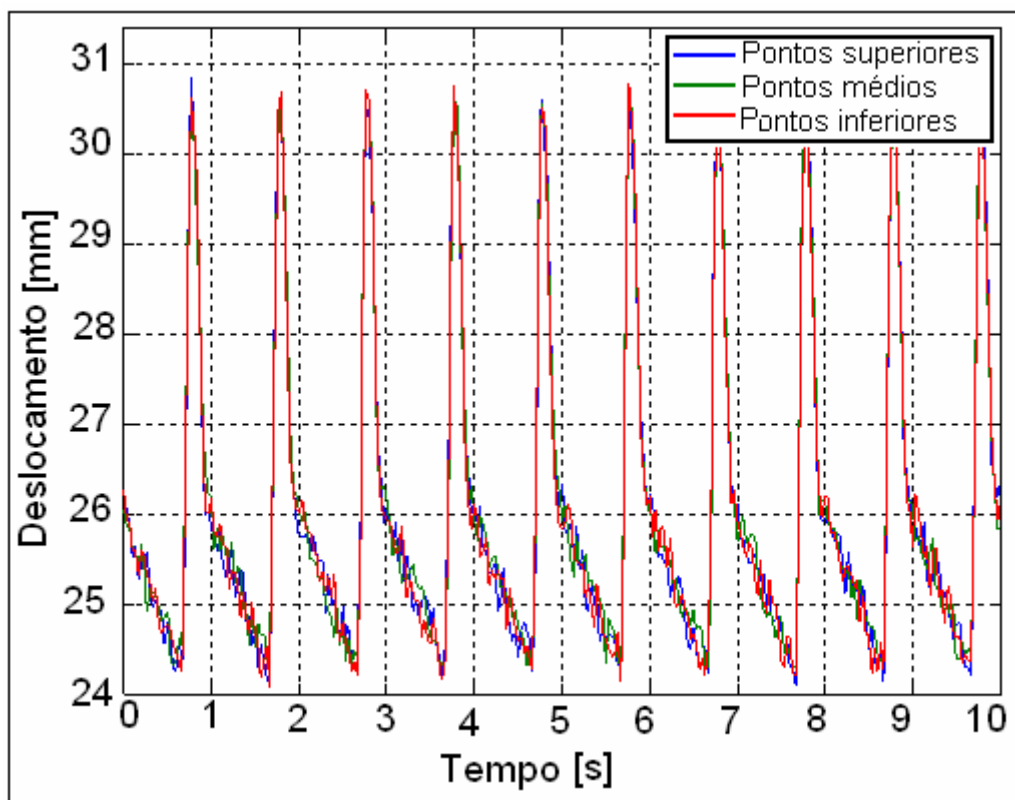


Figura 47: Comparação entre as variações dos diâmetros dos pontos superiores, médios e inferiores do tubo de látex do resultado experimental.

Podemos observar que os três pares de pontos de referência tiveram um comportamento muito parecido, em relação ao deslocamento radial, já que os pares de pontos estavam relativamente próximos.

A Figura 50 mostra um gráfico do comportamento da pressão após o tubo de látex, indicada pelo manômetro de mercúrio, em função do tempo.

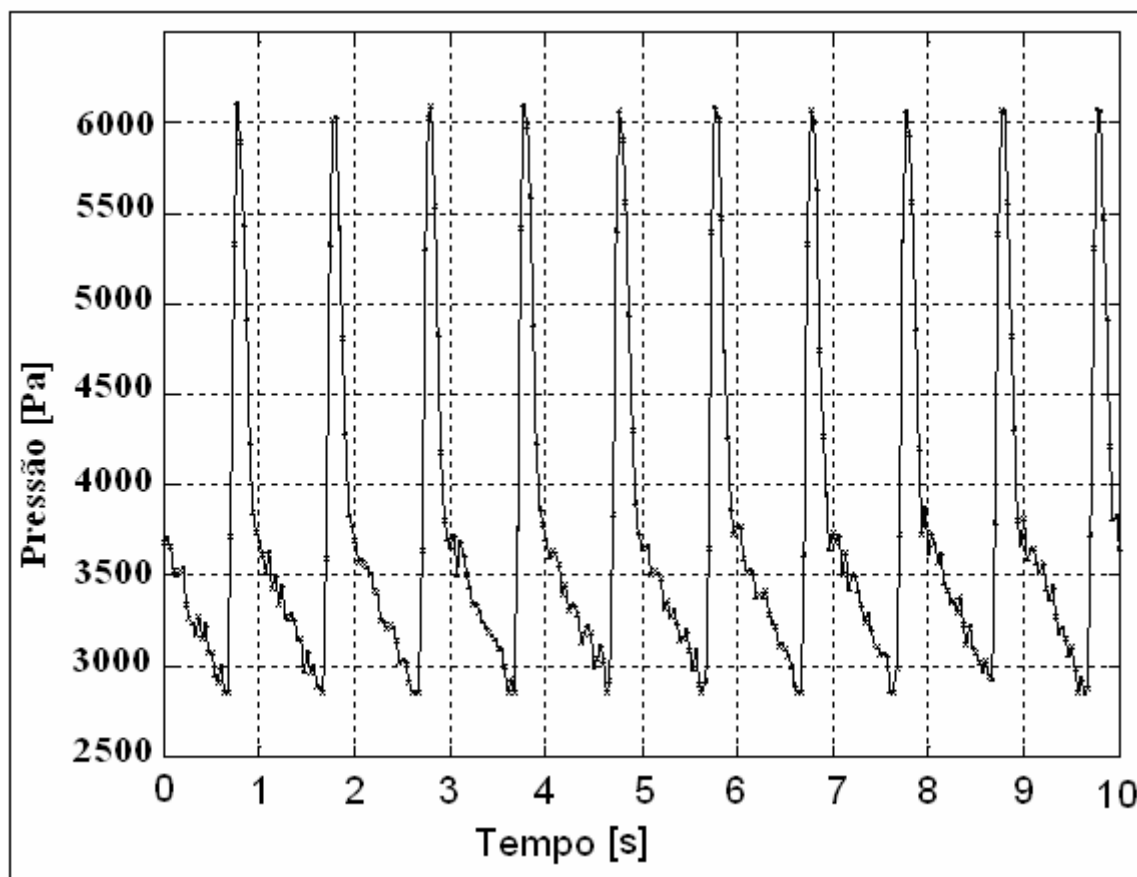


Figura 48: Comportamento da pressão indicada pelo manômetro de mercúrio em função do tempo.

Na Figura 51, observam-se os picos da Figura 50, que são resultados experimentais, representados pelo “x” e uma curva média entre os pontos gerada pelo Matlab.

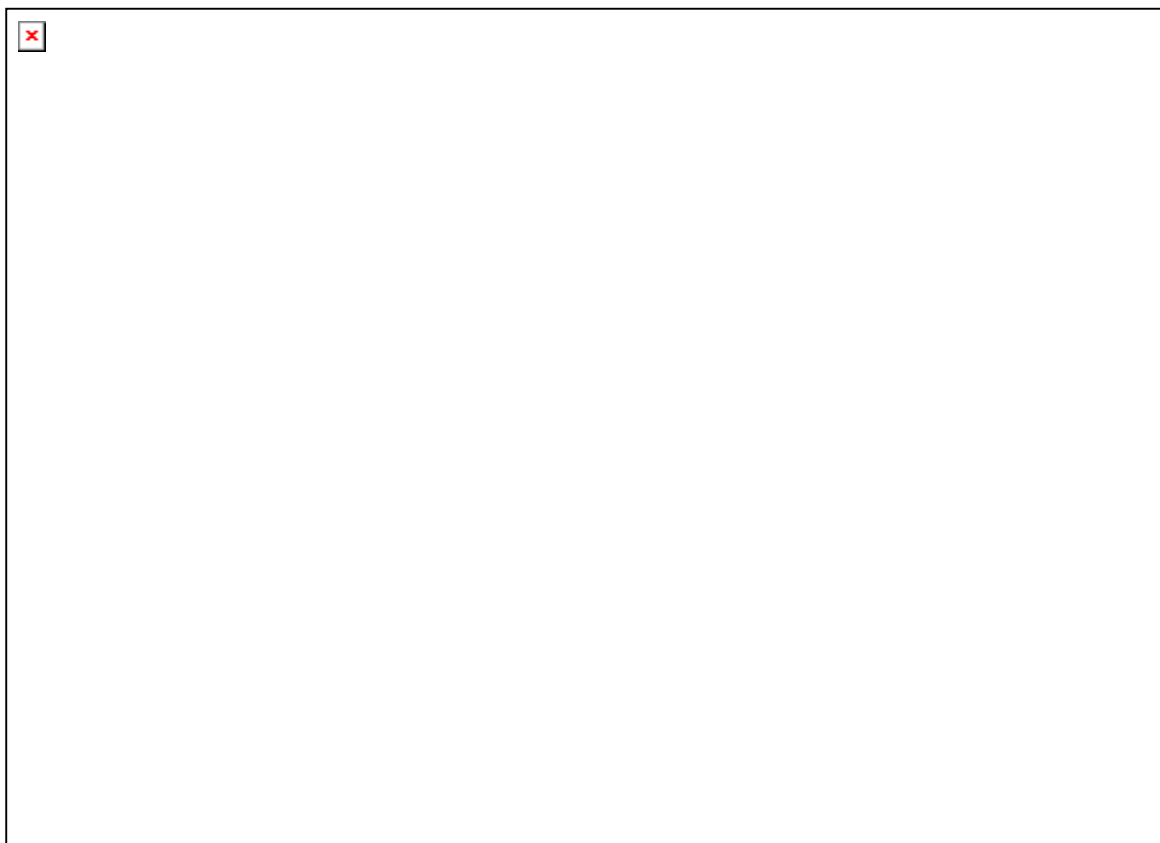


Figura 49: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de pressão.

Observa-se que, a cada ciclo, o comportamento da curva de pressão se repete. A média aritmética da pressão máxima dos 10 pontos de máximo dos gráficos 50 e 51 foi de 6.114,43 Pa (45,86 mmHg) e a média aritmética da pressão mínima dos 10 pontos de mínimo dos gráficos 52 e 53 foi de 2.850,33 Pa (21,38 mmHg).

A Tabela 5 mostra a vazão quando a válvula de drenagem foi aberta. O procedimento foi realizado cinco vezes.

Tabela 5: Tabela de vazão do experimento 1b.

Medida	Tempo [s]	Volume [L]	Vazão [L/min]
1	21,5	1,09	3,042
2	23,2	1,172	3,03
3	24,7	1,23	2,989
4	21,8	1,092	3,007
5	22,1	1,113	3,022
Média	22,66	1,1394	3,016

Observa-se que o tempo médio que a válvula ficou aberta foi de quase 23 segundos e durante esse tempo, o volume de fluido que saiu do sistema foi de pouco mais que 1 litro. Conseqüentemente, a vazão média que circulava nesse experimento era de pouco mais que 50 mililitros por segundo.

6.2 Resultados do experimento 2

A Figura 52 mostra um gráfico do comportamento da pressão logo após o tubo de látex, indicada pelo manômetro de mercúrio, em função do tempo.

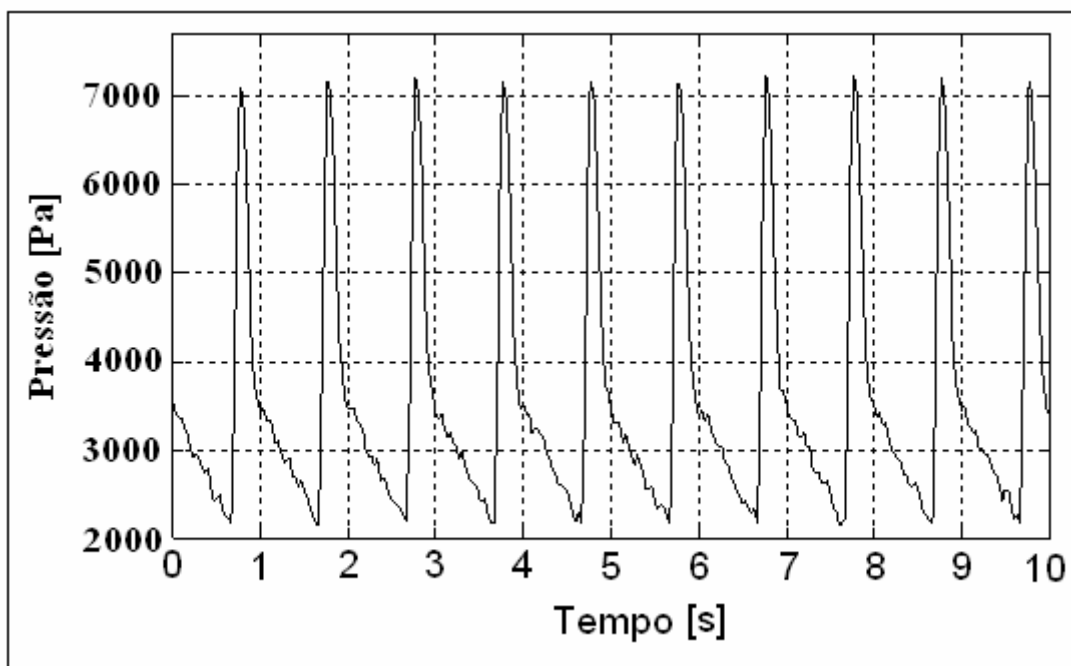


Figura 50: Comportamento da pressão indicada pelo manômetro de mercúrio em função do tempo.

Na Figura 53, observam-se os picos da Figura 52, que são resultados experimentais, representados pelo “x” e uma curva média entre os pontos gerada pelo Matlab.

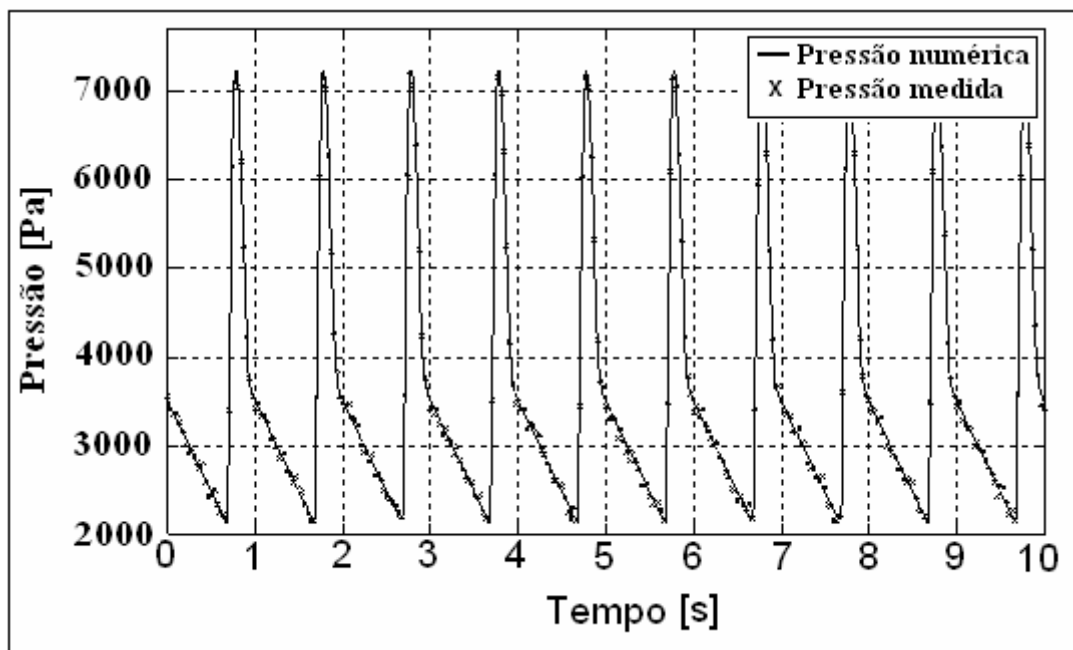


Figura 51: Curva gerada pelo software Matlab entre os pontos de pico da variação de pressão.

Observou-se que, a cada ciclo, o comportamento da curva de pressão se repete. A média aritmética da pressão máxima dos 10 pontos de máximo dos gráficos 54 e 55 foi de 7.244,14 Pa (54,34 mmHg), e a média aritmética da pressão mínima dos 10 pontos de mínimo dos gráficos 54 e 55 foi de 2.155,29 Pa (16,17 mmHg).

O clipe foi colocado no tubo de látex, e as distâncias entre as 2 chapas metálicas do clipe foram gradativamente diminuídas a cada experimento como mostrado na Tabela 6.

Tabela 6: Distância entre os extremos do clipe com as respectivas forças.

Clipagem [mm]	Força [gf]
15.00	28.25
10.00	34.92
5.00	92.15
0.82	417.50

A Figura 54 é uma curva gerada no Excel da Tabela 6. Pode-se notar que, à medida que a distância entre os extremos do clipe diminui, a força aplicada sobre o mesmo aumenta e oclusão total ocorreu com 0,82 mm grama força, pois a parede do tubo de látex tem 0,41mm.

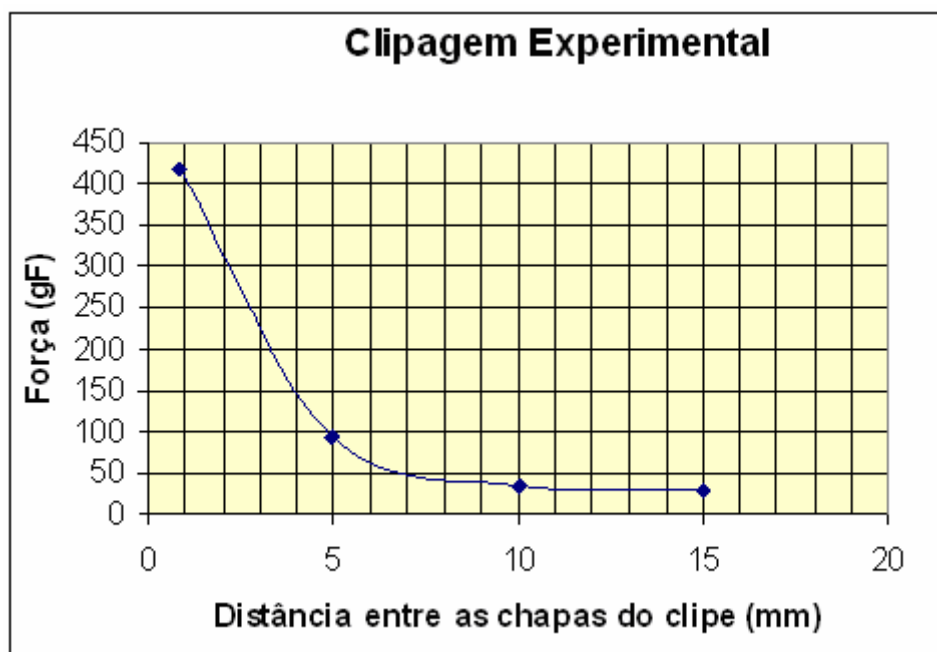


Figura 52: Curva da distância entre as chapas do clipe em função da força aplicada no clipe.

CAPÍTULO 7

7 CONCLUSÃO

Podemos concluir que o arranjo experimental, de maneira geral, conseguiu simular o sistema circulatório humano. O escoamento pulsátil foi reproduzido de maneira satisfatória e o tubo de látex teve um comportamento muito próximo de uma aorta quando realizada uma análise qualitativa.

As características das curvas de pressão conseguidas experimentalmente estão muito próximas da literatura, porém, os valores da pressão do experimento estão um pouco menores devido às limitações do tubo de látex.

Embora os pares de referência superiores, médios e inferiores sofram uma variação no deslocamento radial com um atraso de fase, não foi possível identificá-los, pois possivelmente o atraso de fase é menor que 1/30 segundos para uma distância entre os pares de pontos de referência de 10 mm, porém podemos verificar que todos os pares de pontos tiveram comportamento muito semelhantes.

As curvas de deslocamento estão muito próximas das curvas de pressão, o que era de se esperar, pois quanto maior for a pressão exercida na parede interna do tubo de látex, maior será seu deslocamento radial.

Quanto menor a distância entre os extremos do clipe, ou seja quanto mais se aperta o clipe, maior é a força que a parede aplica sobre ele.

As curvas de deslocamento e as curvas de pressão são diretamente proporcionais.

7.1 Sugestões para trabalhos futuros

Com o objetivo de aproximar ainda mais o modelo experimental do real é importante que:

- Sejam previamente estudados os componentes na confecção do tubo de látex, em especial o enxofre, pois eles influenciam diretamente na densidade, elasticidade e outras propriedades mecânicas;
- Seja feito um tubo de látex com parede mais espessas, aproximando mais da artéria estudada;

- O tubo de látex também deverá ser confeccionado de maneira que a espessura da parede ao longo de seu comprimento seja mais uniforme e sem imperfeições;
- Colocar medidores e sensores eletrônicos de velocidade do fluido nos extremos do tubo de látex;
- Efetuar as medições de fluxo em pontos estratégicos com o auxílio de fluxômetros;
- A variação do deslocamento radial ao longo do tubo de látex poderá ser feita com sensores
- Acoplar duas câmeras para uma filmagem simultânea de ângulos diferentes, assim evitando a paralaxe;
- Regular e ajustar melhor o sistema experimental para que se tenham pressões e velocidade do fluido mais próximo do real;
- Simular casos de pressão alta e pressão baixa, doenças cardiovasculares e cerebrais dentre outras;
- Simular não só o comportamento na aorta torácica, mas também abdominais ilíacas dentre outras e também nos vasos cerebrais e capilares;
- Simular vários casos de aneurismas e clipagem.

REFERÊNCIAS

BORTOLOTO, L. A.; SAFAR, M. E. Perfil da pressão arterial ao longo da árvore arterial e genética da hipertensão. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, São Paulo, v.86, n.3, p.166-169, 2006

BRAGA, F. M. et al. **Slipped clipe**. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo, 2002.

ČANIĆ, S. **Blood flow through compliant vessels after endovascular repair**: wall deformations induced by wall properties. Houston: University of Houston, 2004. (Mimeogr.).

ČANIĆ, S.; MIKELIC, A. ; TAMBACA, J. **A two-dimentional effective model describing fluid-structure interaction in blood flow**: analysis, simulation and experimental validation. Houston: University of Houston, 2001. (Mimeogr.).

COIADO O. C.; COSTA, E.T. Simuladores para medição de fluxo de líquido por efeito Doppler para controle de qualidade de equipamentos de ultra-sonografia. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21, 2008, Salvador. **Anais...** Salvador, 2008. p.1111 – 1114.

CUNHA, M. **Análise do fluxo sanguíneo na artéria braquial em diferentes pressões no manguito do esfigmomanômetro**. 2003. Dissertação (Mestrado Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2003.

DUARTE, A.; FOITO, A.; MARTINS, J.; FONSECA, J.; RAMOS, M.N. **Fisiologia dos vãos sanguíneos e pressão arterial**. São Paulo: UNL, 2004.

FREITAS, M.A.S. **Avaliação da prótese de látex natural como remendo em arterioplastias femorais**: estudo experimental em cães. 2001. 90 f. (Doutorado em Medicina) - Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica, Universidade de São Paulo, 2001.

GITELMAN, G.W. Implementação de um sistema capaz de mimetizar o fluxo sanguíneo para ensaio de equipamento Doppler. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 20, 2006, São Pedro. **Anais...** São Pedro, 2006. p.858-861.

GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 11.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

IBRAHIM, L.B. **Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha**. Rio de Janeiro: PUC, 2006.

LEE, D. ; CHEN, J.Y. Pulsatile flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches. **Biomedical Engineering – Applications, Basis & Communications**, v.15, n.5, p. 170 – 178, 2003.

LI, A.; XY; LUO, X.Y.; KUANG, Z.B. A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves. **Journal of Biomechanics**, New York, v.34, n.10, p. 1279 – 1289, 2001.

MACHADO, M. R. et al. Análises acústicas, reológicas e térmica de um fluido artificial mimetizador do sangue humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21, 2008, Salvador. **Anais...** Salvador, 2008. p. 1093 – 1097.

MORAES, G.C. **Abordagem numérico-computacional do folheto da válvula aórtica através do método dos elementos finitos**. 2005. 63 f. Dissertação (Mestrado) – Pontífica Universidade Católica, Curitiba, 2005.

OKUNO, E. OKUNO, E.; CAPELLETTI, R. High: temperature range phenomena in the solution process of impurity-vacancy dipoles in alkali halides. In: MEETING OF THE ELECTROCHEMICAL SOCIETY, 148, 1975, Dallas. **Program and abstrats...** Dallas: S.n., 1975.

PETRY, A. P. **Análise numérica da interação fluido-estrutura através do método de elementos finitos**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1993.

RAMNARINE, K. V. et al. Doppler backscatter properties of a blood-mimicking fluid for Doppler performance assessment. **Ultrasound in Medicine and Biology**, Oxford, v.25, n.1, p. 105-110, 1999

ROCHA, A. M.; MADY, C. Aneurisma de aorta. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, São Paulo, v.7, n.6, p. 735-739, 1997.

SANCHES, R.A.K. **Análise bidimensional da interação fluido-estrutura: desenvolvendo um código computacional**. 2006. 106 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006

SOULI, M.; OUAHSNE, A.; LEWIN, L.; ALE. Formulation for fluid-structure interaction problems. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, Amsterdam, v.190, p.659-675, 2000.

SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O. **Fundamentos da circulação extracorpórea**. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006. 828p.

TAYLOR, C.A. ; DRANEY, M. T. Experimental and computational methods in cardiovascular fluid mechanics. **Annual Review of Fluid Mechanics**, Palo Alto, v.36, p.197-231, 2004.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA – UFSC. Sangue artificial. **Revista Eletrônica do Departamento de Química da UFSC**, Florianópolis, n.4.

WANG, J.J. ;PARKER, K.H. Wave propagation in a model of the arterial circulation. **Journal Biomechanics**, New York, v.37, p.457-470, 2004.

YOUNIS, B.A.; BERGER, S.A. A turbulence model for pulsatile arterial flows. **Journal of Biomechanical Engineering**, New York, v.126, p.578-584, 2004.